

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra měřící a řídicí techniky

Měření na dvoudutinovém kardiostimulátoru
Measurement on dual chamber cardiostimulator

Zadání bakalářské práce

Student:

Pavel Sázel

Studijní program:

B2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901R039 Biomedicínský technik

Téma:

Měření na dvoudutinovém kardiostimulátoru
Measurement on Dual Chamber Cardistimulator

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s kardiovaskulárním systémem.
2. Seznámení se s principem a funkcí kardiostimulace.
3. Seznámení se s programátorem pro kardiostimulátory.
4. Návrh a realizace měření parametrů dvoudutinového stimulátoru.
5. Provedení měření a testů.
6. Zhodnocení získaných výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

1. BRONZINO, J.D. et al. The biomedical engineering handbook. CRC Press, Boca Raton, 1995.
2. PENHAKER, M.-IMRAMOVSKÝ, M.-TIEFENBACH, P. Lékařské diagnostické přístroje učební texty, Ostrava: 2004. ISBN 80-248-0751-3
3. WEBSTER, J.- G. Medical instrumentation : application and design, Hoboken (USA): Wiley, 1998. ISBN 0-471-15368-0
4. PEREZ, R. Design of medical electronic devices San Diego (USA): Academic press, 2002. ISBN 0-12-550711-9
5. CARR, J.- J. - BROWN, J.-M. Introduction to biomedical equipment technology 4th. Edition Upper Saddle River (USA): Prentice Hall, , 2001. ISBN 0-13-010492-2

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 20.11.2009

Datum odevzdání: 07.05.2010



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. Ing. Ivo Vondrák, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.



.....

Pavel Sázel

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce, panu Ing. Marku Penhakerovi Ph.D. za poskytnutí odborných konzultací a zprostředkování laboratoře a prostředků pro měření a panu Ing. Davidu Korpasovi Ph.D. za odborné konzultace, propůjčení kardiostimulátoru a materiálů k tomuto souvisejících. Dále mé obrovské díky náleží panu Ing. Vladimíru Kašíkovi Ph.D. za rady a konzultace při návrhu elektrického obvodu. Nakonec bych rád poděkoval Michalu Belancovi za velkou pomoc při realizaci elektrického obvodu a všem, kteří mě psychicky podporovali k úspěšnému dokončení mé práce.

Pavel Sázel

Abstrakt

Práce je zaměřena na testování parametrů kardiostimulátorů. V této práci je jednak popsána anatomická struktura srdce, elektrická aktivita a vybrané patologie kardiovaskulárního systému. Hlavním přínosem práce je původní návrh způsobu proměření jednotlivých nastavitelných parametrů kardiostimulátoru. Pro tento účel byl navržen měřicí přípravek, který simuluje měnitelnou impedanci srdeční tkáně a upravuje simulovaný intrakardiální signál na reálné fyziologické hodnoty. Intrakardiální signál byl zhruba simulován funkčním generátorem a sofistikovaněji byl nasimulován v Simulinku. S počítačem byl měřicí přípravek spojen přes multifunkční AD kartu MF614 firmy Humusoft. Byly proměřovány a porovnány s nastavenými parametry: amplituda a šířka stimulačního impulsu, AV zpoždění, senzitivita snímání, frekvence a měření impedance na elektrodách kardiostimulátoru.

Klíčová slova

Kardiostimulátor, režimy stimulace, programátor kardiostimulátorů, testování, měření

Abstract

In this work is shortly described anatomic construction of heart, electrical activity in the one and selected pathologies of the cardiovascular system. Thereinafter this work is occupied by pacemakers, from thier history and separation of the ones to the kardiostimulator's operating modes. But the main object of this work was the proposal method of measurement of pacemaker's parameters. For this purpose was designed measurement product to simulate the variable impedance of cardiac tissue and modify simulated intracardiac signal in real physiological values. Intracardiac signal was roughly simulated by function generator and sophisticated signals were simulated in Simulink, the superstructure for the MATLAB for simulation and modeling of dynamic systems. Measurement product was connected with computer via multifunction AD-card Humusoft MF614. Amplitude and pulse width of the stimulation pulse, AV delay, sensitivity, frequency, and impedance on the electrodes of the pacemaker was measured.

Key words

Cardiostimulator, types of stimulation, pacemaker's programming system, testing, measuring

Seznam použitých symbolů a zkratek

AP	síňová stimulace
AS	síňové snímání
A-V,AV	atrioventrikulární
A-větev	část měřicího přípravku pro síňový signál
AV-uzel	atrioventrikulární uzel
LVP	stimulace levé komory
LVS	snímání levé komory
QRS,PQ	části EKG křivky
RVP	stimulace pravé komory
RVS	snímání pravé komory
SA-uzel	sinoatriální uzel
t (s)	fyzikální jednotka času, jednotka sekunda
U (V)	fyzikální jednotka napětí, jednotka volt
U_{PP}	hodnota napětí U_{PZ} před zeslabením
U_{PZ}	napětí naměřené na výstupu měřicího přípravku
V-větev	část měřicího přípravku pro komorový signál

Obsah:

1	Úvod.....	1
2	Seznámení se s orgánem srdce	2
2.1	Srdce.....	2
2.2	Stavba srdce.....	2
2.3	Stavba srdeční stěny	3
2.4	Srdeční převodní systém.....	3
2.5	Elektrická aktivita srdce	4
2.5.1	Klidový membránový potenciál	5
2.5.2	Akční potenciál srdečních buněk.....	5
2.6	Vybrané srdeční patologie, které řeší kardiostimulátory	6
2.6.1	A-V blokáda	6
2.6.2	Raménkové blokády	7
2.6.3	Sinusová bradykardie	8
2.6.4	Sinusová zástava.....	8
2.6.5	S-A blokáda.....	8
2.6.6	Tachykardicko-bradykardický syndrom.....	8
3	Princip a funkce kardiostimulace	10
3.1	Počátky kardiostimulace.....	10
3.2	Rozdělení kardiostimulace	11
3.2.1	Nepřímá kardiostimulace.....	11
3.2.2	Přímá kardiostimulace	12
3.2.3	Stimulátory pro krátkodobé použití.....	12
3.2.4	Stimulátory pro dlouhodobé použití.....	12
3.2.5	Neřízené kardiostimulátory	13
3.2.6	Kardiostimulátory řízené vlnou P.....	13

3.2.7	Kardiostimulátory inhibované vlnou R	13
3.2.8	Kardiostimulátory spouštěné vlnou R	14
3.2.9	Dvoudutinové kardiostimulátory	14
3.2.10	Programovatelné kardiostimulátory	14
3.2.11	Kardiostimulátory potlačující tachyarytmie	15
3.3	Programovací systémy	15
3.4	Implantace kardiostimulátorů	16
3.5	Elektrody	16
3.6	Rušivé signály	17
4	Seznámení se s programátorem kardiostimulátorů a nastavení kardiostimulátoru	18
4.1	ZOOM [®] LATITUDE [™] Programming System Model 3120 PRM (Programátor/Záznamové zařízení/Monitor)	18
4.1.1	Popis a použití	18
4.1.2	Vlastnosti systému	18
4.1.3	Použití PRM	19
4.2	Kardiostimulátor Contak Renewal TR 2 CRT-P (model H145, typ DDDR)	20
4.2.1	Indikace pro použití	20
4.2.2	Kontraindikace	21
5	Návrh a realizace měření parametrů dvoudutinového kardiostimulátoru	22
5.1	Návrh obvodu pro měření	22
5.1.1	Blokové schéma	22
5.1.2	Elektrické schéma obvodu	22
5.1.3	Konečná podoba přípravku	23
5.2	Ověření funkčnosti přípravku	23
6	Návrh a realizace měření parametrů dvoudutinového kardiostimulátoru	26
6.1	Měření impedance kardiostimulátoru	26
6.1.1	Postup měření	26
6.1.2	Výsledky měření	27
6.2	Měření amplitudy stimulačního impulsu	29
6.2.1	Postup měření	29

6.2.2	Výsledky měření.....	30
5.2.2.1	Výsledky měření v módu AAI	30
5.2.2.2	Výsledky měření v módu VVI	35
6.3	Měření senzitivity.....	39
6.3.1	Postup měření.....	39
6.3.2	Výsledky měření.....	39
6.4	Měření šířky stimulačního impulsu	41
6.4.1	Postup měření.....	41
6.4.2	Výsledky měření.....	42
6.5	Měření AV zpoždění	43
6.5.1	Postup měření.....	43
6.5.2	Výsledky měření.....	44
6.6	Měření frekvence.....	47
6.6.1	Postup měření.....	47
6.6.2	Výsledky měření.....	47
7	Závěr.....	49
	Seznam užití literatury	50

1 Úvod

Počet případů, kdy je potřeba trvale nahradit, případně podpořit elektrickou srdeční aktivitu stále stoupá. Současně s tím se zvyšuje počet výrobků a také roste kvality a možnosti těchto programovatelných zařízení pro terapii srdečního převodního systému.

V souvislosti s tím je potřeba tyto implantabilní přístroje pro dlouhodobou instalaci prověřit před instalací nastavitelné parametry, zda jejich nastavená hodnota se rovná reálné hodnotě. Tato práce se zabývá ověřením amplitudy stimulačních impulsů, jejich šířkou, AV zpožděním, senzitivitou snímání kardiostimulátoru, frekvencí a měřením impedance na elektrodách kardiostimulátoru.

Výhoda kardiostimulace při léčbě bradyarytmií ve srovnání s farmakoterapií je hlavně v její spolehlivosti při minimálních nežádoucích účincích.

Pro proměření kardiostimulátoru a získání co nejvěrnějších a nejpresnějších výsledků je zapotřebí co nejlépe nasimulovat vlastnosti srdeční tkáně a elektrickou aktivitu srdce.

Tato práce se v jedné části věnuje srdci z biologického hlediska, jeho stavbě, funkci, elektrické aktivitě a jeho patologiím, které jsou řešeny kardiostimulacím. Dále se zabývá rozбором kardiostimulace a kardiostimulátorů z technického hlediska. Nakonec je zde obsažen návrh měřicího přípravku, jeho realizace a proměření jednotlivých nastavitelných parametrů kardiostimulátoru. K tomu byl zapotřebí zapůjčený kardiostimulátor Contak Renewal TR2 (model H-145) od firmy Guidant a od stejné firmy také programátor kardiostimulátorů.

2 Seznámení se s orgánem srdce

2.1 Srdce

Srdce leží na bránici v prostoru mezi plícemi, ohraničeným páteří zezadu a hrudní kostí zepředu, který se nazývá mezihrudí (mediastinum). Srdce má kuželovitý tvar, spodní a širší báze směřuje dozadu, vzhůru a vpravo. Část srdce, která je užší, směřuje vlevo, vpřed a dolů, se nazývá hrot (apex).

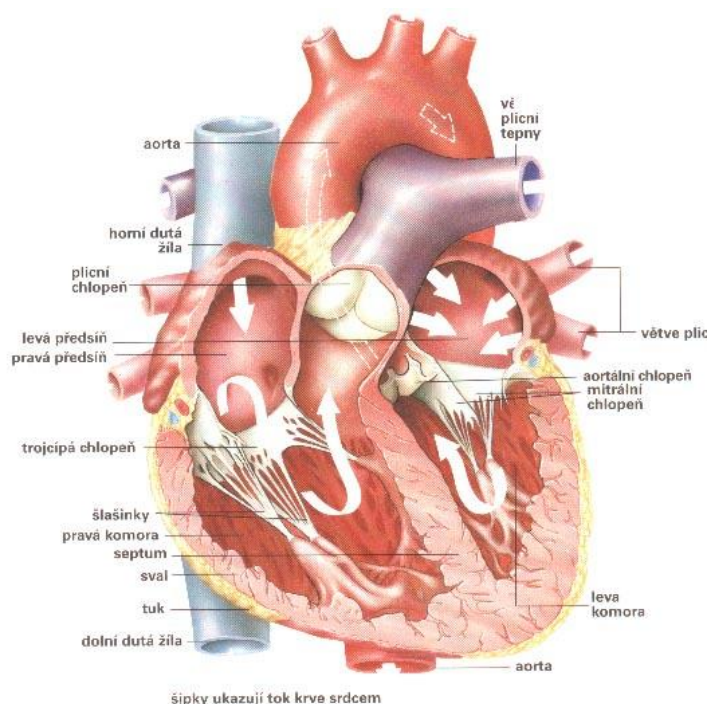
Krev může plnit svou funkci jen v tom případě, pokud neustále cirkuluje tělem. Toto pro tělo zajišťuje právě srdce. Odkysličená krev z těla přitéká do pravé síně, ze síně je přečerpána do pravé komory a ta ji vypuzuje do malého krevního oběhu. V plicích se krev okyslíčí a putuje do levé síně srdce. Odtud je přečerpána do levé komory a z levé komory je vypuzena do aorty a rozváděna do celého těla.

[1]

2.2 Stavba srdce

Srdce se dělí na dvě poloviny, levou a pravou. Tyto poloviny se dále dělí na síň (atrium) a komoru (ventriculus). Mezi pravou síní a pravou komorou se nachází trojcípá chlopeň. Mezi levou síní a levou komorou se nachází chlopeň dvojčípá. Dále jsou v srdci ještě chlopně poloměsíčitě, které se nachází při odstupu srdečnice z levé komory a plicního kmene z pravé komory.

[1]



Obrázek 1. Stavba srdce [11]

2.3 Stavba srdeční stěny

Výstelka pokrývající vnitřní stěny srdce se nazývá nitroblána srdeční (endokard). Střední vrstva, která je tvořena zvláštním typem příčně pruhované svaloviny, se nazývá myokard. Tato speciální svalovina významně urychluje vedení vzruchů a umožňuje synchronní stah všech svalových vláken komor nebo síní.

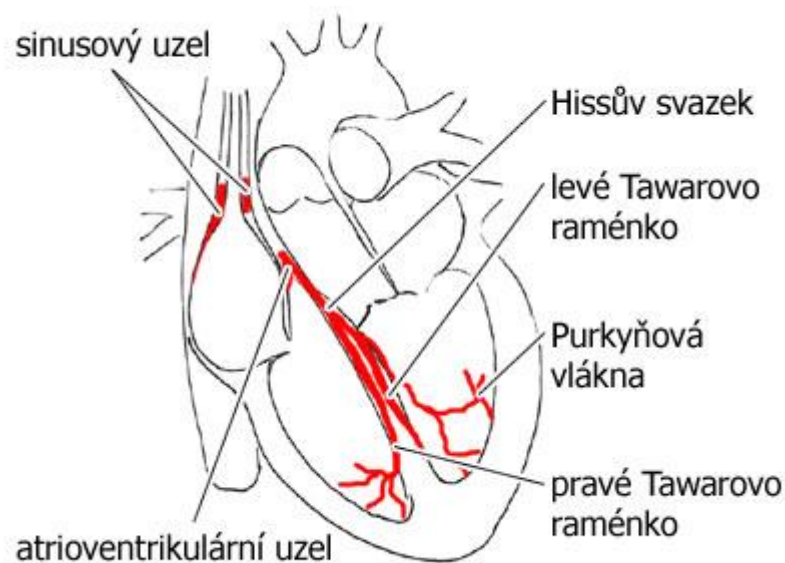
[1]

2.4 Srdeční převodní systém

Srdeční svalovina je příčně pruhovaná, ale od kosterního svalstva se liší tím, že buňky srdečního svalu jsou vzájemně propojeny. Tím se podobá hladké svalovině. Toto soubuní má význam pro šíření vzruchů. Svalová vlákna myokardu se nezávisle na naší vůli stahují. Elektrické impulsy, které vyvolávají stah, si srdce vytváří samo. Této vlastnosti srdce říkáme srdeční automacie. Samotné elektrické impulsy vytváří specializovaná srdeční svalovina, a to nezávisle na nervových a hormonálních vlivech. Tyto vlivy však ovlivňují dráždivost a rychlost vedení vzruchů, sílu stahu myokardu a také ovlivňují frekvenci vytváření vzruchů. Svalové buňky převodního systému se liší stavbou i funkcí od buněk pracovních. Buňky převodního systému jsou přizpůsobeny, aby velmi dobře vedly elektrické vzruchy. Proto je v těchto buňkách hodně cytoplazmy s velkým obsahem glykogenu a malým množstvím myofibril.

Vzruchy, které vyvolávají stah srdce vznikají v sinusovém uzlu. Ten leží při ústí horní duté žíly do pravé síně a vzruchy v něm vznikají přibližně 70x za minutu. V sinusovém uzlu probíhá spontánní depolarizace buněk, tedy záporný potenciál buněk, který je velmi nestabilní, dosahuje kladné vzruchové úrovně. V dolní části pravé síně, v přepážce mezi síněmi, se nachází síňokomorový uzel, zde je frekvence vzruchů nižší než v sinoatriálním uzlu a za normálních okolností se jako udavatel rytmu neuplatňuje. Ze síňokomorového uzlu vychází Hisův svazek, umístěný v mezikomorové přepážce. Pouze touto cestou je zajištěn převod vzruchů ze svaloviny síní na svalovinu komor, jelikož přepážka mezi síněmi a komorami působí jako izolant. Síňokomorový uzel má svůj význam v tom, že se v něm rychlost vzruchu výrazně zpomalí, čímž se dosáhne toho, že komory vykonají stah až po stahu síní a naplnění komor. Hisův svazek se pak dále rozděluje na dvě Tawarova raménka, která probíhají mezikomorovou přepážkou až k srdečnímu hrotu, rozdělují se na Purkyňova vlákna, která vedou vzruch až k pracovním buňkám komor. Je-li šíření vzruchů kdekoliv přerušeno, přebírá funkci centra automacie nejbližší nižší část vodivého systému.

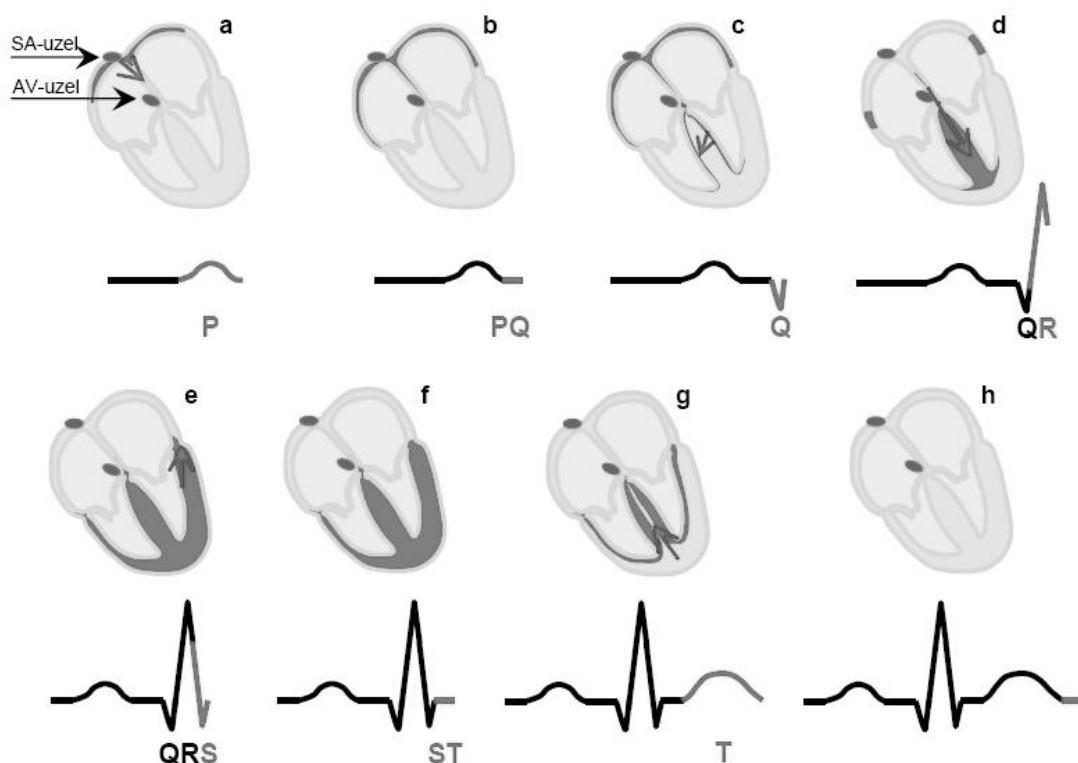
[2], [8], [10]



Obrázek 2. Srdeční převodní systém [12]

2.5 Elektrická aktivita srdce

Srdeční vzruch se šíří z převodního systému do svaloviny srdce, a to od dutinové strany k povrchu. Podstatou činnosti srdce je depolarizace membrány. Převodní systém umožňuje postupnou depolarizaci srdce tak, aby další stah měl co největší efekt a byl co nejvíce účelný, a aby stah síní a stah komor, tím pádem vypuzení krve do velkých tepen, byl co nejvíce synchronizovaný. Depolarizovaná část srdce se stává elektricky negativní oproti dalším částem orgánu. Rozhraní mezi depolarizovanou a klidově polarizovanou buňkou tak představuje dipól. To je vektor, který je orientován od depolarizované k polarizované části srdce. Součtem dílčích vektorů vzniká v srdci celkový vektor tzv. elektrická osa srdeční. Ta probíhá srdcem od jeho báze k jeho hrotu, to je zprava zezadu a shora dolů doleva a dopředu. [8], [10]



Obrázek 3. Šíření depolarizační vlny svalovinou srdce

2.5.1 Klidový membránový potenciál

Všechny srdeční buňky mají jeden společný rys, a to polarizaci a depolarizaci membrán buněk. Pokud bychom zavedli elektrodu voltmetru do nitra buňky, tak bychom zjistili, že je oproti jejímu povrchu negativní o desítky mV (-50 až -90 mV). Iontová pumpa, permeabilita membrány a difúze zajišťují nerovnoměrné rozložení iontů uvnitř a vně buňky. Hlavním intracelulárním iontem je kladný iont draslíku, jehož obsah uvnitř buňky je asi 30x větší než vně buňky. Kaliový iont se přes membránu docela snadno dostane díky několika typům draslíkových kanálů. Hnací silou pro toto je rozdíl koncentrací draslíkových iontů. Oproti tomuto je hlavním mimobuněčným iontem iont sodíku a jeho propustnost přes buněčnou membránu je velmi malá. Ve výsledku je příčinou klidového membránového potenciálu nadbytek sodíkových iontů na zevním povrchu buněčné membrány. [8], [10]

2.5.2 Akční potenciál srdečních buněk

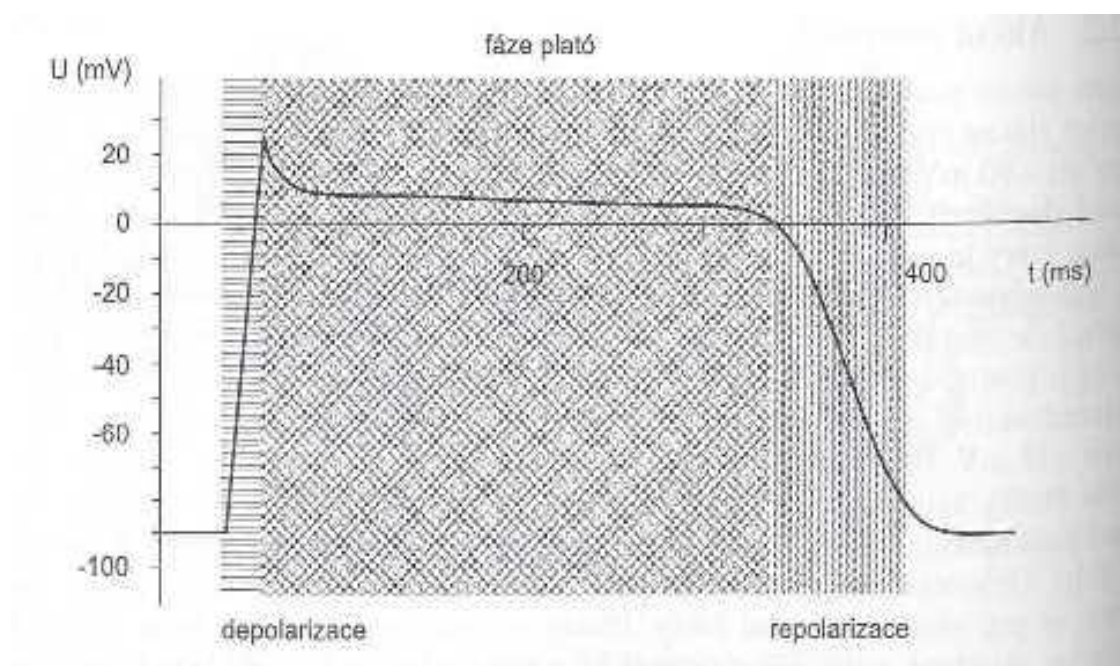
Od akčních potenciálů ostatních buněk se liší tím, že má pomalejší průběh a pozvolný pokles v plató fázi. U akčního potenciálu srdečních buněk dokážeme rozlišit pět fází:

- depolarizaci
- transpolarizaci

- plató
- repolarizaci
- obnovení klidového stavu

Depolarizace membrány srdečních buněk je způsobena prudkým zvýšením propustnosti pro kationty sodíku. Díky tomu, že uvnitř buňky je záporný elektrický potenciál a malý obsah sodíku, začne sodík z mimobuněčného prostoru pronikat do buňky. Tímto se prudce sníží membránové napětí a nastává transpolarizace. Propustnost pro sodíkové kationty klesá a membránové napětí se vrací k nule. Fáze plató je způsobena působením asi polovičním tokem vápníkových kationtů do buňky proti draslíkovým kationtům, které se přesouvají ven z buňky. Ustávaním toku kationtů vápníku do buňky nastává fáze repolarizace. Poté přichází obnovení klidového napětí. Během fáze depolarizace, transpolarizace a fáze plató je buňka absolutně refrakterní.

[8], [10]



Obrázek 4. Průběh akčního potenciálu srdečních buněk [8]

2.6 Vybrané srdeční patologie, které řeší kardiostimulátory

2.6.1 A-V blokáda

Nejzranitelnější z celého převodního systému je oblast atrioventrikulárního spojení. AV blokáda je porucha převodu vzruchu ze sinusového uzlíku do atrioventrikulární převodové soustavy a do vodivé soustavy komor. Převod vzruchů ze síní na komory je tedy porušen. Jsou tři stupně AV blokády.

Druhý stupeň AV bloku, nazývaný také jako neúplný nebo částečný, se dále ještě dělí na Mobitz I a Mobitz II. Mobitz I je charakterizován postupným prodlužováním PQ intervalu, až dojde k vypadnutí QRS komplexu (vzruch se nepřevede na komory). Celý proces se pravidelně opakuje. Mobitz II se vyznačuje konstantním PQ intervalem s náhlým nepřevedením vzruchu na komory, pravidelně nebo nepravidelně.

Třetí stupeň AV blokády, nazývaný také jako úplný AV blok, znamená, že vedení na komory je úplně přerušeno, na komory není převeden žádný impuls ze síní a síně i komory se stahují vlastním rytmem. U tohoto typu se síně stahují díky vzruchu z SA uzlíku a komory se stahují díky vzruchu ze sekundárního centra, AV oblasti vždy za překážkou, nebo občasně terciárního centra lokalizovaného v Hisově svazku nebo Tawarově raménku.

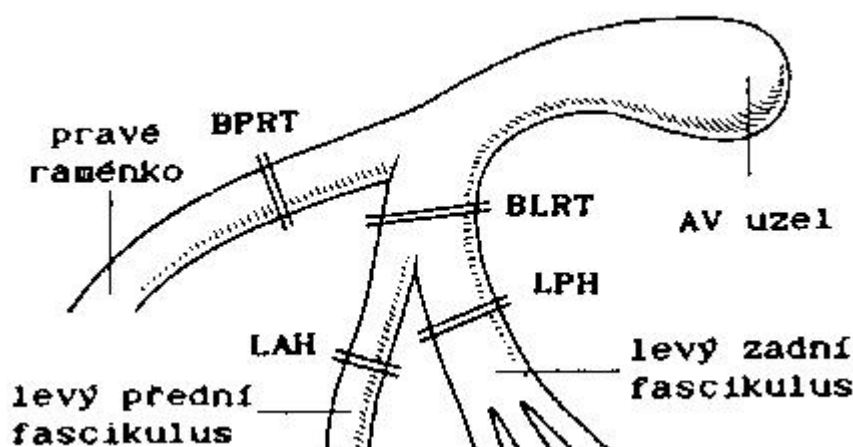
[6]

2.6.2 Raménkové blokády

Raménkové blokády se z poruch vedení vzruchu vyskytují na EKG nejčastěji.

Typy raménkových blokád:

- Blok levého raménka (BLRT)
- Blok pravého raménka (BPRT)
- Levý přední hemiblok (LAH)
- Levý zadní hemiblok (LPH)
- Bifascikulární bloky
 - BPRT + LAH
 - BPRT + LPH
- Trifascikulární blokáda



Obrázek 5. Schématické znázornění blokád ramének [6]

[6]

2.6.3 Sinusová bradykardie

Srdeční akce je pravidelná, vlna P je pozitivní, u výrazné bradykardie může být P-vlna oploštělá, QRS je štíhlý, T vlna je většinou vysoká a interval PQ je prodloužený. Nemusí být vždy patologická. Může se vyskytovat u zdravých mladých lidí, ve spánku, kdy se snižuje tonus sympatiku a u trénovaných sportovců.

[7]

2.6.4 Sinusová zástava

U této patologie jde o blokádu vzniku vzruchu v sinoatriálním uzlíku. Ve většině případů jde o patologii dočasnou z vystupňované vagotonie (např. při podráždění prodloužené míchy nebo sinus caroticus). Projevuje se jako dlouhá diastolická pauza bez elektrické aktivity síní. Vyskytuje se ojediněle u mladých osob s vagotonií, při léčbě léky (např. po digitálistu) nebo organickém postižení síně a oblasti sinusového uzlu při zánětu nebo ischemii.

[7]

2.6.5 S-A blokáda

Sinoatriální blokáda je dysrytmie, u které je vedení vzruchu ze sinoatriálního uzlíku na síně zpomaleno nebo blokováno. Stejně jako AV blokáda má i SA blokáda 3 stupně.

U prvního stupně jde o prodloužení vedení z SA uzlíku na svalovinu síní.

Druhý stupeň se dělí na dva typy. Typ I je charakterizován postupným zkracováním intervalu mezi vlnami P až dojde k výpadku jak vlny P, tak i QRS komplexu. Přestávka trvá asi dvojnásobný čas předešlého P-P intervalu a po pauze je tento čas kratší než předešlý interval. Typ II se vyznačuje tím, že k výpadku P-vlny dojde, aniž by mu předcházelo postupné zkracování intervalu P-P. Pauza trvá asi dvojnásobek nebo vícenásobek normálního P-P intervalu.

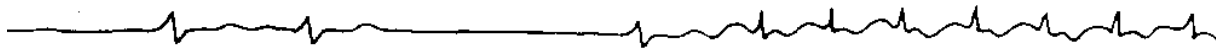
Třetí stupeň představuje úplný blok. Ze sinusového uzlíku se na předsíně nepřevede žádný vzruch. P-vlny úplně chybí. Síně se stahují díky náhradnímu rytmu z AV junkční tkáně.

[6]

2.6.6 Tachykardicko-bradykardický syndrom

Také se mu říká **Sick sinus syndrom**. Je charakterizován nejen postižením sinusového uzlíku, ale postižením celého převodního systému v síních. Není teda zcela přesné zařazení mezi arytmie sinusové, ale ani mezi jiné druhy arytmií. Dělí se do různých forem podle toho, která arytmie převažuje a jednotlivé formy se mohou u jednoho postiženého vzájemně střídát.

- Tachykardicko bradykardická forma je nejčastější. Střídají se zde rychlé a pomalé supraventrikulární rytmy s SA blokádami, u kterých včas nedochází k náhradní stimulaci AV uzlíkové oblasti a vzniká synkopa.



Obrázek 6 Sick sinus syndrom jako střídání tachykardie a bradykardie [7]

- Trvalá výrazná sinusová bradykardie
- Zástava sinusu nebo SA blokáda s náhradním síňovým rytmem
- Syndrom hypersenzitivního karotického uzlu
- Chronická fibrilace síní, která má pomalou komorovou odpověď, a která není způsobena medikamentózně. To znamená, že je částečně postižen i AV uzlík.

[7]

3 Princip a funkce kardiostimulace

Kardiostimulátor je elektronické zařízení, které sleduje činnost srdce a při zjištění nepravidelnosti nebo poruchy, vyšle do srdce stimulační impuls. Následkem některých onemocnění srdce je snížení tepové frekvence, snížení zásobování tkání kyslíkem, a tím pádem i srdečních tkání, což způsobuje nepravidelnou srdeční činnost nebo také neschopnost samostatné srdeční aktivity. Snahou je, aby při výpadku srdeční činnosti nebo opoždění srdečních pulsů bylo srdce uměle podporováno, čehož se dá dosáhnout právě elektrickými impulsy generovanými kardiostimulátorem. Tyto impulsy tak dokáží nahradit vlastní elektrickou aktivitu srdce a způsobí stah dané části srdce.

[9]

3.1 Počátky kardiostimulace

Vznik kardiostimulace nelze určit přesně. Před zrozením kardiostimulace takové, jako ji známe teď, předcházelo plno pokusů a výzkumů. Hlavním problémem té doby byla hlavně technická omezení. První kardiostimulátor byl zevního typu a byl vyroben v roce 1950 elektroinženýrem Johnem Hoppsem. První plně implantabilní kardiostimulátor byl vyroben kardiochirurgem Ake Senningem a lékařem a elektroinženýrem Rune Elmqvistem. Cylindrický unipolární asynchronní implantabilní generátor elektrických pulsů se skládal ze dvou Ni-Cd článků, elektronického obvodu a nabíjecí antény. Vše bylo zalité v epoxidové pryskyřici. Jelikož první plně implantabilní kardiostimulátory nebyly dost spolehlivé, často se používala dočasná stimulace se zevním bateriovým zdrojem a s připojením na dočasnou transvenózní elektrodu zavedenou do cefalické žíly. Tento přístroj byl schopen vnímat vlastní srdeční aktivitu a stimulovat ve velkém spektru stimulačních frekvencí a stimulačního výdeje. Také uměl podat informaci o impedanci elektrodového systému. Velkou nevýhodou byla právě elektroda, která byla zavedena perkutánně, což pacienta ohrožovalo případnou infekcí.

Počátkem 60. let se zavedl nový zdroj energie a to zinko-rtuťový článek. Ale i ty měly své vady. Výrobci uváděli, že životnost baterie je 5 let, ale v praxi se ukázalo, že tato baterie vydržela o dost méně, přibližně 9-18 měsíců. Další velkou nevýhodou bylo, že při vybíjení docházelo k uvolňování plynu, což znamenalo, že generátor nemohl být hermeticky izolován. Elektrody té doby byly jen epimyokardiální, které vyžadovaly levostrannou torakotomii a obnažení myokardu.

První kardiostimulátory poskytovaly impulsy v předem definovaných časových intervalech, což je asynchronní typ stimulace. První kardiostimulátor, u kterého bylo možno měnit časový interval impulsů, byl vyroben v roce 1962. Na začátku 60. let byl také vyřešen problém s AV-disociací tzv. pacemakerovým syndromem vyvinutím kardiostimulátoru, který snímal aktivitu síní a tak synchronizoval stah komor se stahem síní. První „on demand“ kardiostimulátor se objevil v roce 1966.

Další velký pokrok byla změna zdroje energie ze zinko-rtuťových baterií na lithium-jodinové baterie. Výhodou byla vysoká energetická denzita, což umožnilo zmenšit rozměry a nevznikal žádný plyn jako vedlejší produkt, takže kardiostimulátor mohl být uzavřen hermeticky. Od poloviny 70. Let nahrazuje epoxidovou pryskyřici titanové pouzdro. První použití biventrikulární stimulace je v roce 1976 a první multiprogramovatelné přístroje se na trh dostaly v roce 1978.

V 80. letech, s velkým pokrokem v oblasti mikroelektroniky, se zdokonalily dvoudutinové kardiostimulátory a na trh byla uvedena jejich 3. Generace, ve které nechyběly lithiové baterie s dlouhou životností ani obousměrná komunikace mezi lékařem a kardiostimulátorem. U dvoudutinových pacemakerů je umožněno snímání i stimulace jak v síni, tak v komoře. Zavedení druhé elektrody stejnou žilou však dělalo potíže.

Zlom nastal při vytvoření síňové elektrody, která je zakřivená do tvaru písmene J. Následoval další vývoj elektrod např. s členitým povrchem, se zpětnými háčky nebo s aktivní fixací šroubováním. V roce 1983 je vyvinuta elektroda s postupným uvolňováním steroidů, které mají snížit zánětlivou reakci v místě kontaktů elektrody a stěny srdce.

V polovině 80. Let se objevují stimulátory s frekvenční adaptabilitou. Roku 1980 je vyroben první implantabilní kardioverter-defibrilátor. Druhá verze byla v roce 1983 a obsahovala i funkci kardioverze. Roku 1986 je vyvinuta transvenózní defibrilační elektroda, která eliminovala nutnost torakotomie.

První biventrikulární kardiostimulátor se na trh dostává roku 1995. Ze začátku měly společný levo a pravokomorový kanál. Na konci 90. Let se objevují komorové kanály oddělené a možností mezikomorového zpoždění.

Na implantabilních kardiostimulátorech je stále více závislá léčba kardiovaskulárních onemocnění. Pro terapii se využívá systém kontinuálního dálkového monitorování implantabilních přístrojů.

[3]

3.2 Rozdělení kardiostimulace

3.2.1 Nepřímá kardiostimulace

Nepřímá kardiostimulace se používá při náhlých zástavách srdeční činnosti. Jsou dva způsoby, jak tuto kardiostimulaci provést. První způsob je přiložení elektrod na hrudník. Elektrody snímají EKG signál a v případě nutnosti vyšlou elektrický impuls. Funkce peacemakeru je i na většině přenosných defibrilátorů. Druhý způsob nepřímé kardiostimulace je zavedením elektrody do jícnu, co nejbližší srdci. Existují dva typy elektrodových katetrů pro jícnovou stimulaci. U unipolárních elektrod je jedna elektroda uchycena na hrudi a je připojena na kladný pól výstupních svorek stimulatoru a proud protéká hrudníkem směrem k jícnové elektrodě. Bipolární a multipolární elektrody se dvěma až devíti elektrodami ve tvaru kovových kroužků od sebe vzdálených 10 až 30 mm a průměry katetrů jsou v rozmezí od 2 do 4 mm.

Elektrody jsou zaváděny nosem nebo ústy do vzdálenosti asi 35 cm od úst nebo 40 cm od nosu do blízké vzdálenosti k levé síni. Správná poloha elektrody se ověří amplitudou vlny P ze zvoleného jícnového svodu. Jícnová kardiostimulace má výhodu v tom, že nevyžaduje žádné zvláštní vybavení pracoviště. U nepřímé kardiostimulace se také musí dbát na to, aby spojení mezi elektrodou a kůží bylo co nejvíce vodivé a mělo co nejmenší odpor, aby nedošlo k popálení kůže. Toho se dosahuje různými vodivými gely. Další nevýhodou je i to, že elektrickými impulsy podávanými přes kůži dochází ke stimulaci okolního svalstva a proud, který protéká srdcem je oproti proudu, protékající okolním svalstvem menší.

[9]

3.2.2 Přímá kardiostimulace

Přímá kardiostimulace se provádí pomocí stimulační elektrody, která je zavedena do pravé komory. Snímání a stimulace může být provedena třemi způsoby. První je unipolární, kdy referenční elektrodou je titanové pouzdro kardiostimulátoru. Druhé je bipolární, kdy snímání a stimulace probíhá mezi špičkovou elektrodou a prstencovou elektrodou levé komory a třetí je rozšířené bipolární, kdy snímání a stimulace probíhá mezi jednou z elektrod zavedených do levé komory a prstencovou elektrodou zavedenou do pravé komory. Stimulační impuls je v jednotkách voltů. Tento způsob stimulace může být krátkodobý nebo dlouhodobý. Při krátkodobé stimulaci většinou zjišťujeme optimální nastavení kardiostimulátoru pro daného pacienta.

[9]

3.2.3 Stimulátory pro krátkodobé použití

Stimulátory pro krátkodobé použití jsou stimulátory jak pro přímou, tak pro nepřímou stimulaci. U nepřímé je přístroj umístěn mimo tělo pacienta. Nároky na rozměry stimulátorů pro nepřímou stimulaci nejsou nějak zvlášť definovány. Jak u přímé, tak nepřímé stimulace je použití určeno většinou pro rychlé odvrácení života ohrožujících stavů nebo pro zjištění vhodného nastavení kardiostimulátoru pro dlouhodobé použití.

[9]

3.2.4 Stimulátory pro dlouhodobé použití

Stimulátory pro dlouhodobé použití jsou konstruovány už jen jako implantabilní a celé zařízení se nachází uvnitř těla pacienta. Pro tyto typy kardiostimulátorů jsou kladeny velké nároky na rozměr, který musí být co nejmenší, aby pacientovi co nejméně překážel, vhodný tvar, uzpůsobený také pro výstup elektrod, aby se uvnitř těla nelámaly a nedráždily pacienta, a také jsou kladeny nároky na zdroj napájení, který by měl mít co nejdelší dobu životnosti. Důležité je také hermetické uzavření stimulátoru do titanového pouzdra, které je svařeno laserem.

[9]

3.2.5 Neřízené kardiostimulátory

Neřízený kardiostimulátor má přesně nastavenou frekvenci stimulačních pulsů. U některých druhů kardiostimulátoru je možnost přiblížením magnetu k stimulátoru měnit frekvenci stimulace mezi dvěmi hodnotami. Musíme brát v úvahu to, že každý stimulační impuls způsobí stažení komor. Tento druh stimulátoru nesleduje činnost síní, takže stah síní a stah komor není synchronizován. Tento způsob stimulace se nazývá asynchronní. Zde dochází k problému, že síně nemusí stačit naplnit komory krví. Také při obnovení normální srdeční činnosti může dojít k interferenci signálu ze srdce a ze stimulátoru, což může mít za následek život ohrožující stav, fibrilaci komor.

[9]

3.2.6 Kardiostimulátory řízené vlnou P

U tohoto typu je jedna z elektrod stimulátoru zavedena do pravé síně, aby snímala vlnu P. Druhá elektroda je umístěna do pravé komory ke stimulaci. Nejdříve kardiostimulátor detekuje vlnu P a poté následuje pauza asi 120 ms než je vyslán stimulační impuls do komory. Referenční elektrodou pro snímání i pro stimulaci je pouzdro kardiostimulátoru. Tomuto způsobu stimulace říkáme synchronní, protože zachovává synchronní činnost síní a komor. Podmínkou této stimulace je správná činnost komor. Pokud se však vyskytuje zpomalená činnost síní pod určitou hranicí, kardiostimulátor to detekuje a začne srdce stimulovat svou vlastní frekvencí. Poté se ale stimulátor začne chovat jako asynchronní, protože stimuluje pouze komory a to nezávisle na stahu síní. Ale u některých stimulátorů je možný i jiný režim. Pokud je například stimulátor navržen tak, aby uměl stimulovat i síně, může být zachována synchronicita mezi stahem síní a stahem komor. Ta je založena na tom, že stimulátor nejdříve vyšle stimulační impuls do síně srdce a po zpoždění asi 120 ms je vyslán stimulační impuls i do komor.

[9]

3.2.7 Kardiostimulátory inhibované vlnou R

Pro tento způsob stimulace stačí, aby do srdce byla zavedena pouze jedna elektroda, která bude jak snímat, tak stimulovat komory. Na kardiostimulátoru se nastaví kritická hodnota časového intervalu mezi dvěmi R-vlnami. Pokud je tento časový interval menší než kritická hodnota, je stimulátor inhibován, utlumen. Pokud však ale hodnota časového intervalu přesáhne kritickou hodnotu, je do srdce vyslán stimulační impuls. Při snímání R-vln je jedno, jestli tato vlna byla vyvolána samovolnou činností srdce nebo impulsem ze stimulátoru. Po tomto impulsu následuje refrakterní doba, během které se přístroj chová jako vypnutý, nesnímá ani nestimuluje. Po uplynutí této doby začíná opět měření časového intervalu, takže se nemůže stát, aby došlo k interferenci signálu a případné fibrilaci. Tento typ stimulace se nazývá také jako stimulace „on demand“.

[9]

3.2.8 Kardioestimulátory spouštěné vlnou R

U tohoto typu kardioestimulace stačí, stejně jako u typu stimulace vlnou R inhibované, jediná elektroda zavedená do pravé komory, kde slouží jak ke stimulaci, tak ke snímání. Stejně tak se nastavuje i kritická hodnota srdeční frekvence, a když srdeční frekvence poklesne pod tuto kritickou hodnotu, tak kardioestimulátor vnutí srdci svůj rytmus. Pokud je ale tepová frekvence vyšší než nastavená kritická hodnota, tak stimulátor vysílá stimulační impulsy přímo do R-vlny. Je to umožněno tím, že délka vlny R je přibližně 80 ms, zatímco délka stimulačního pulsu je 1,5 ms, což znamená, že stimulační impuls bezpečně zasáhne do vlny R. Pokud je ale tepová frekvence vyšší než je nastavena horní mez, tak se stimulační impuls vysílá do každé druhé R-vlny, popřípadě pokud je frekvence srdečních stahů ještě vyšší, tak se stimulační impuls vysílá do každé třetí R-vlny, protože vysílání impulsů do každé R-vlny je zbytečné. V praxi se tento typ stimulátoru nepoužívá a jeho nevýhodami je vyšší spotřeba proudu a deformace EKG signálu stimulačními impulsy z kardioestimulátoru.

[9]

3.2.9 Dvoudutinové kardioestimulátory

Tyto typy kardioestimulátorů jsou stimulovány síně i komory. Při nesprávné synchronizaci stahů síní a komor se sníží plnění komor krví, protože stah komor může být ještě rychlejší, než se stačí dostatečně naplnit. U bifokálních kardioestimulátorů jsou stahy síní a stahy komor synchronizovány. To je jen v případě, že je správně nastaveno spoždění mezi stimulačním impulsem pro síně a stimulačním impulsem pro komory. U programovatelných stimulátorů lze toto nastavení měnit i po implantaci.

[9]

3.2.10 Programovatelné kardioestimulátory

Tento typ kardioestimulátorů jsou v dnešní době nejrozšířenější a nejvíce používané pro implantaci. Je to hlavně způsobeno rozvojem technologie výroby integrovaných obvodů, protože z hlediska vnitřní struktury to jsou velmi složitá zařízení, které je možno programovat i po implantaci pomocí bezdrátové komunikace mezi programátorem kardioestimulátoru a kardioestimulátorem. Lze měnit mnoho parametrů. Některé z nich do své paměti mohou ukládat různé informace, od podrobností o pacientovi až po počet událostí, kdy kardioestimulátor musel vyslat stimulační impulsy a počet patologických událostí během srdeční činnosti. Všechny tyto informace je pak možno zobrazit na programátoru a uložit na záznamové médium nebo vytisknout buď externí tiskárnou nebo interní tiskárnou, pokud ji programátor obsahuje.

Programovatelné kardioestimulátory můžeme rozdělit na dvoukomorové, pro stimulaci síní a komor, nebo jednodukomorové pro stimulaci síní nebo komor. Dále je můžeme rozdělit podle toho, jak složité je jejich programování na stimulatory s jednoduchým programováním a multiprogramovatelné stimulatory.

Změna parametrů stimulátoru se provádí pomocí programovacího a monitorovacího systému. Komunikace mezi stimulátorem a programovacím systémem se provádí pomocí telemetrického kanálu, který je obousměrný, což znamená, že dokáže převádět informace ze stimulátoru do programovacího a monitorovacího zařízení a naopak. Tento kanál je zprostředkován telemetrickou sondou, která může být nejdále 8 cm od kardiostimulátoru. Po zapnutí programátoru je možnost automatického vyhledání přesného typu implantovaného stimulátoru a jeho otestování. Poté se mohou do programátoru vložit data a po odeslání těchto dat je kardiostimulátor naprogramován. Kontrola stimulátoru je prováděna zvláštními testy také programovacím zařízením.

[9]

3.2.11 Kardiostimulátory potlačující tachyarytmie

Léčba tachyarytmií a zvláště supraventrikulárních tachykardií stimulační terapií. Postup vzruchu lze zatavit vhodně načasovaným stimulačním pulsem. Asynchronně pracující kardiostimulátor interferující s rychlou spontánní činností, může tachykardii zastavit. Toto zjištění vedlo ke konstrukci „dual demand“ kardiostimulátoru. Tento stimulátor pracuje tak, že do určité frekvence pracuje spontánní činností v režimu VVI a poté, co stahy srdce překročí tuto frekvenci, tak srdce stimuluje asynchronními pulsy jako VOO.

Velká snaha dodat stimulační impuls přímo do kritické oblasti, vedla k sestrojení „scanning“ kardiostimulátoru, který dokáže detekovat tachykardii a v určitém zpoždění dodává stimulační puls. Toto zpoždění se automaticky postupně zkracuje a přístroj tak vyhledává účinný interval, při kterém tachykardii zastaví. Pokud jediný stimulační impuls tachykardii nezastaví, přístroj přidá druhý impuls a opakuje postup. Při úspěšném zastavení tachykardie stimulátor přestane dodávat stimulační impulsy a uloží si do paměti úspěšné hodnoty, aby je mohl při dalším výskytu tachykardie použít.

Dalším způsobem přerušení tachykardie je „burst“, při kterém přístroj detekuje tachykardii a vyšle krátkou sérii rychlých stimulačních impulsů, kde alespoň jeden z nich padne do kritické zóny pro zastavení tachykardie.

[9]

3.3 Programovací systémy

Přenos dat z programátoru do kardiostimulátoru a naopak může být realizováno magnetickým polem. Pulsní magnetické pole zavírá a otevírá jazýčkové relé nebo se v cívice indukují napěťové impulsy.

Další možnosti přenosu je vysokofrekvenční přenos, kde série vysokofrekvenčních impulsů z programátoru je detekována laděným obvodem kardiostimulátoru.

Všechny stimulátory v sobě mají zabudované obvody, které identifikují správné série impulsů. Moderní kardiostimulátory jsou vybaveny dvousměrnou telemetrií, což znamená, že je realizován přenos dat jak z programátoru do stimulátoru, tak ze stimulátoru do programátoru. Je

tedy možné, krom programování stimulátoru, uložit do paměti stimulátoru údaje o pacientovi nebo proběhlých terapiích a pak si je na programátoru opět přečíst. Programátor může být ve formě jednotky, která je nastavena pro komunikaci s implantovaným stimulátorem nebo ve formě většího přístroje s telemetrickou hlavicí, ve kterém může být nainstalován software pro obsluhu většího počtu druhů stimulátorů. Informace zadané do programátoru jsou kódovacími obvody, modulátorem a vysílačem převedeny na sled magnetických a vysokofrekvenčních impulsů vysílaných do stimulátoru. Stejnou cestou jsou vysílány údaje o nastavených hodnotách a komparátorem porovnávány se zadanými hodnotami.

[9]

3.4 Implantace kardiostimulátorů

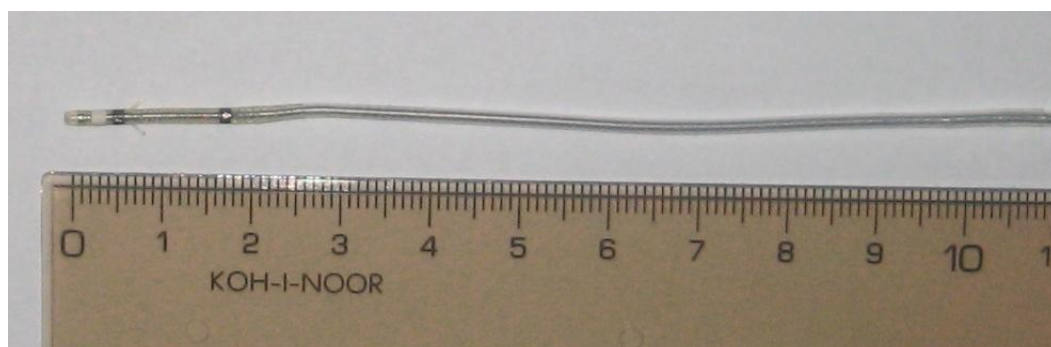
Kardiostimulátor je implantován pod kůži, nad nebo pod pravý nebo levý prsní sval. Pro tuto implantaci je nutno vytvořit kožní řez pod klíční kostí dlouhý asi 5-10 cm. Pod tímto řezem je vytvořen prostor pro kardiostimulátor, kterému se říká kapsa a je v ní uložen tak, aby se v ní pohodlně usadil. Elektroda je do srdce zavedena přes podklíčkovou nebo krční žílu. Pomocí rentgenu je kontrolována její poloha. Pokud jsou pro kardiostimulaci využity dvě elektrody, většinou jsou zaváděny přes stejnou žílu. Poté je proveden test elektrod a pokud je úspěšný, je proveden test funkce celého stimulačního systému. Na závěr je kapsa uzavřena suturou.

[8]

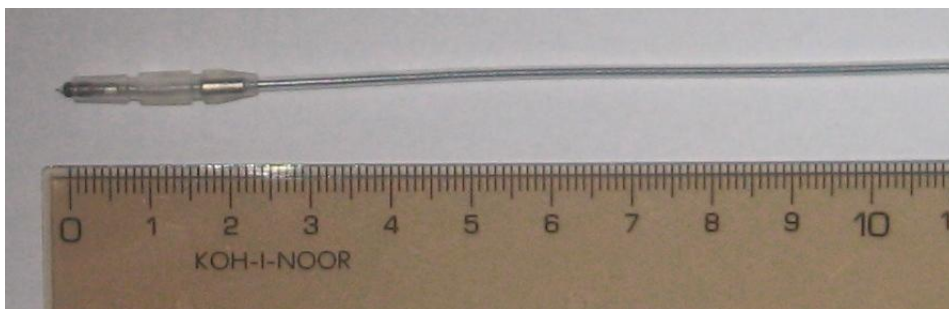
3.5 Elektrody

Elektroda je tenký pružný po celé délce izolovaný elektrický vodič, kde jeden konec je umístěn v dutině srdeční a druhý je spojen s kardiostimulátorem. Hrot elektrody má malé „fousy“ nebo tenké „spirály“, které slouží ke spojení se stěnou srdce. Elektroda snímá činnost srdce a převádí ji do kardiostimulátoru a tou samou elektrodou jsou také vysílány stimulační pulsy. Elektrody musí být spolehlivé, s dlouhou životností, stimulační koncovka musí být dobře fixovaná v srdeční stěně, s optimálními stimulačními a snímacími vlastnostmi a musí mít malé rozměry.

Error! Reference source not found., [9]



Obrázek 7. Elektroda pro síňovou stimulaci



Obrázek 8. Elektroda se „spirálou“ pro komorovou stimulaci

3.6 Rušivé signály

U kardiostimulátoru, který pracuje v režimu VVI, to znamená, že je snímána i stimulována komora a stimulační impulsy jsou inhibovány vlnou R. Z toho vyplývá, že je zde i možnost nežádoucí inhibice vnějšími nebo vnitřními rušivými signály. Pokud jsou tedy stimulační pulsy utlumeny rušivými signály, tak nemusí dojít ke stimulaci srdce, když se neobjeví vlna R ze srdce. Tyto ruchy se mohou indukovat do přístroje přímo nebo mohou být snímány elektrodou kardiostimulátoru. Unipolární elektrodový systém je tedy z tohoto hlediska výhodnější, než je systém bipolární a to z toho důvodu, že u bipolárního systému jsou elektrody blízko sebe, je zde malá smyčka a do ní se mohou indukovat rušivé signály.

Filtrování ruchů, které jsou nejčastěji v kmitočtu 50 Hz je těžké, protože QRS komplex obsahuje i tuto frekvenci.

I svalová činnost může způsobovat rušivé vlivy. Při svalové činnosti, nejčastěji při činnosti hrudních svalů, totiž vznikají myopotenciály, které mohou způsobit nežádoucí inhibici stimulačních impulsů. Amplituda rušivými myopotenciály se pohybuje od méně než 0.5 mV do více než 10 mV.

4 Seznámení se s programátorem kardiostimulátorů a nastavení kardiostimulátoru

4.1 ZOOM[®] LATITUDE[™] Programming System Model 3120 PRM (Programátor/Záznamové zařízení/Monitor)

4.1.1 Popis a použití

Je to přenosný systém řízení srdečního rytmu, který je určen k použití jako ucelený systém pro komunikaci s implantabilními pulsními generátory Guidant. Software kontroluje všechny komunikační funkce pulsního generátoru.

Programátor je kontraindikován pro použití s jakýmkoliv jiným pulsním generátorem než se zařízením Guidant.

4.1.2 Vlastnosti systému

PRM 3120 je přenosný systém řízení srdečního rytmu, určený k použití jako ucelený systém pro komunikaci s implantabilními pulsními generátory. PRM komunikuje s pulsními generátory telemetricky prostřednictvím sterilizovatelné telemetrické sondy Guidant Model 6577 a má funkce:

- Interaguje programovatelný pulsní generátor.
- Programuje parametry k detekci a terapii pro implantabilní pulsní generátory Guidant
- Zobrazuje, zaznamenává a ukládá pacientovy údaje a umožňuje lékaři vyhodnotit alternativní předepsané módy
- Ukládá pacientovy údaje, které mohou být vyvolány později pro analýzu při pacientově návštěvě
- Ukládá na disketu pacientovy údaje, které mohou být zpřístupněny při pozdějších návštěvách.
- Tiskne zprávy, které poskytují podrobné údaje o funkcích pulsního generátoru, uložených pacientových údajích a výsledcích zkoušek.
- Dovoluje lékaři provádět zkoušky v elektrofyziologické laboratoři, na operačním sále, na pohotovostní ambulanci nebo u pacientova lůžka.

Kromě toho má PRM následující možnosti:

- Poskytuje přímé rozhraní mezi externím stimulátorem a implantovaným pulsním generátorem Guidant pro programovanou elektrickou stimulaci (PES) v EP studiích.
- Poskytuje bez telemetrie využití jako displej a záznamové zařízení elektrokardiogramu (EKG).
- Souběžně tiskne prostřednictvím vnitřní tiskárny/záznamového zařízení v reálném čase povrchové EKG a telemetricky předávané signály.

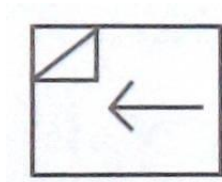
PRM je vybaven následujícími vlastnostmi:

- Funkční klávesy PRM včetně PROGRAM, STAT PACE, STAT SHOCK, DIVERT THERAPY a INTERROGATE
- Funkční klávesy tiskárny/záznamu, včetně rychlosti papíru, kalibrace, nastavení nulové úrovně a vkládání papíru
- Dotyková obrazovka se snímacím hrotem
- Barevný displej
- Floppy disk mechanika
- Vnitřní harddisk
- Vysokorychlostní čtyřpalcová 110 mm termo tiskárna/záznamové zařízení
- Připojení pro vedlejší stimulaci přes externí zdroj signálu
- Připojení pro záznam údajů na externí FM kazetové záznamové zařízení nebo na „strip“ záznamové zařízení nebo na obojí
- Připojení pro případnou externí tiskárnu
- USB port pro instalaci softwaru pracovníky Guidantu
- ZIP™ telemetrie, která je komunikačním řešením prováděným bez sondy obousměrnou rádiovou komunikací, umožňuje systému PRM komunikovat s pulsním generátorem

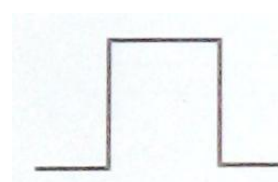
4.1.3 Použití PRM

Po sepnutí je zobrazena startovní obrazovka, na které je několik tlačítek. Tlačítko Utilities umožňuje přístup k programovacím informacím a nastavovacím funkcím ještě dříve, než se vstoupí do aplikačního softwaru. Select PG umožňuje volbu a spuštění dané aplikace. Tlačítko Language slouží pro výběr jazyků. Ikona EKG slouží pro přepnutí na obrazovku EKG a snímat EKG signál. Indikátor srdeční frekvence ukazuje skutečný komorový rytmus pacienta. Tlačítkem Quick Start® se automaticky spustí vhodná aplikace pro daný stimulátor.

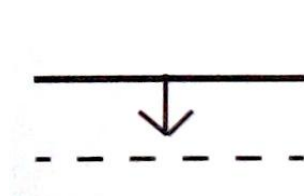
[4]



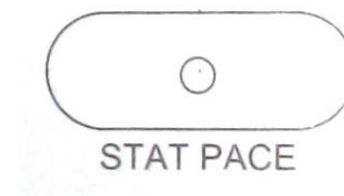
Obrázek 9. Klávesa pro natažení papíru



Obrázek 10. Klávesa kalibračního pulsu



Obrázek 11. Klávesa pro korelaci stopy



Obrázek 12. Klávesa STAT PACE



Obrázek 13. Tlačítko DIVERT THERAPY



Obrázek 14. Tlačítko STAT SHOCK



Obrázek 15. Tlačítko PROGRAM



Obrázek 16. Tlačítko INTERROGATE

4.2 Kardiostimulátor Contak Renewal TR 2 CRT-P (model H145, typ DDDR)

Guidant CONTAK RENEWAL TR 2 model H145 CRT-P je zařízení navrženo pro poskytování srdeční resynchronizační terapie použitím elektrických stimulačních pulsů do pravé a/nebo levé komory synchronizovaných se stahy pravé nebo levé síně. Zařízení také poskytuje terapii bradykardie. Pulsní generátor má nezávislé, programovatelné výstupy pro síň, levou a pravou komoru. Velmi malé rozměry a fyziologický tvar zmenšuje velikost vytvořené kapsy a snižuje pohyblivost kardiostimulátoru v těle.

[5]

4.2.1 Indikace pro použití

CONTAK RENEWAL TR 2 generátor pulsů je indikován pro pacienty se symptomatickým městnavým srdečním selháním zahrnující dysfunkci levé komory a široký QRS komplex a/nebo pro pacienty, kteří mají jednu nebo více z následujících :

- Paroxysmální (záchvatovitá) nebo permanentní AV blokáda druhého nebo třetího stupně
- Oboustranná blokáda Tawarových ramének

- Paroxysmální nebo přechodná dysfunkce sinusového uzlíku s nebo bez přidružené poruchy AV vedení (sinusová bradykardie, sinusová zástava, SA blokáda)
- Tachykardicko-bradykardický syndrom, k zabránění bradykardie nebo některých forem tachyarytmií
- Neurovaskulární (vaso-vagální) syndromy nebo syndromy hypersenzitivního karotického uzlu

[5]

4.2.2 Kontraindikace

- Zařízení je kontraindikováno pacientům, kteří mají odděleně implantovaný kardioverter-defibrilátor (ICD)
- Jednokomorová síňová stimulace je kontraindikována pacientům s narušeným vedení AV uzlíku
- Módy sledující činnost síní jsou kontraindikovány pacientům s chronickými neustupujícími síňovými tachyarytmiemi (fibrilace nebo flutter síní), které mohou spouštět stimulaci komor
- Jednokomorová nebo oboukomorová stimulace síní je kontraindikována pacientům s chronickými neustupujícími síňovými tachyarytmiemi
- Asynchronní stimulace je kontraindikována v přítomnosti možné „konkurence“ mezi rytmem kardiostimulátoru a vlastním srdečním rytmem.

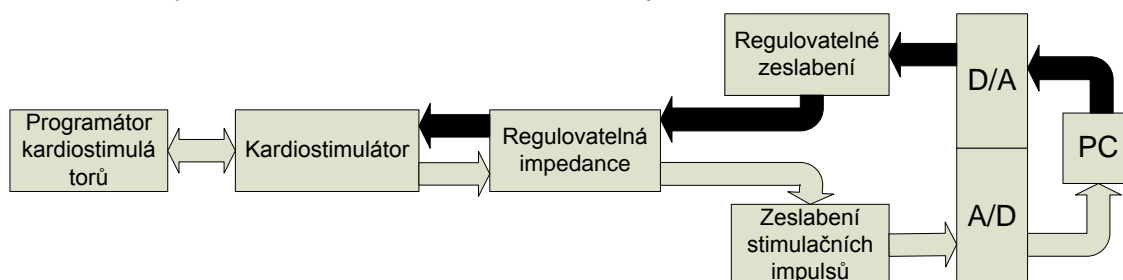
[5]

5 Návrh a realizace měření parametrů dvoudutinového kardiostimulátoru

5.1 Návrh obvodu pro měření

5.1.1 Blokové schéma

Základní myšlenkou je co nejvěrnější nasimulování intrakardiálního signálu, pro jehož simulaci jsem se rozhodl využít programu MATLAB a jeho simulačním prostředí Simulink. Jelikož jsem uvažoval už trochu do budoucna, kde by měl AD/DA převodník, přibližně v rozsahu 0-2V, být přímo součástí měřicího zařízení, rozhodl jsem se využít AD/DA kartu pouze v rozsahu 0-2V. Nasimulovaný číslicový intrakardiální signál se převede do analogového s přibližnou hodnotou amplitudy R-vlny 2V a následně je zeslaben na hodnotu 0-10 mV. Pokud kardiostimulátor nezaregistruje žádný elektrický impuls, vyšle stimulační impuls v hodnotách 0.2 – 7.5V, který je následně opět zeslaben na měřicí rozsah AD/DA převodníku, tedy na hodnotu 0 – 2V. Poté je signál převeden z analogové do číslicové podoby a opět v programu Simulink zachycen. Blokové schéma měřicího řetězce je na Obrázek 17.



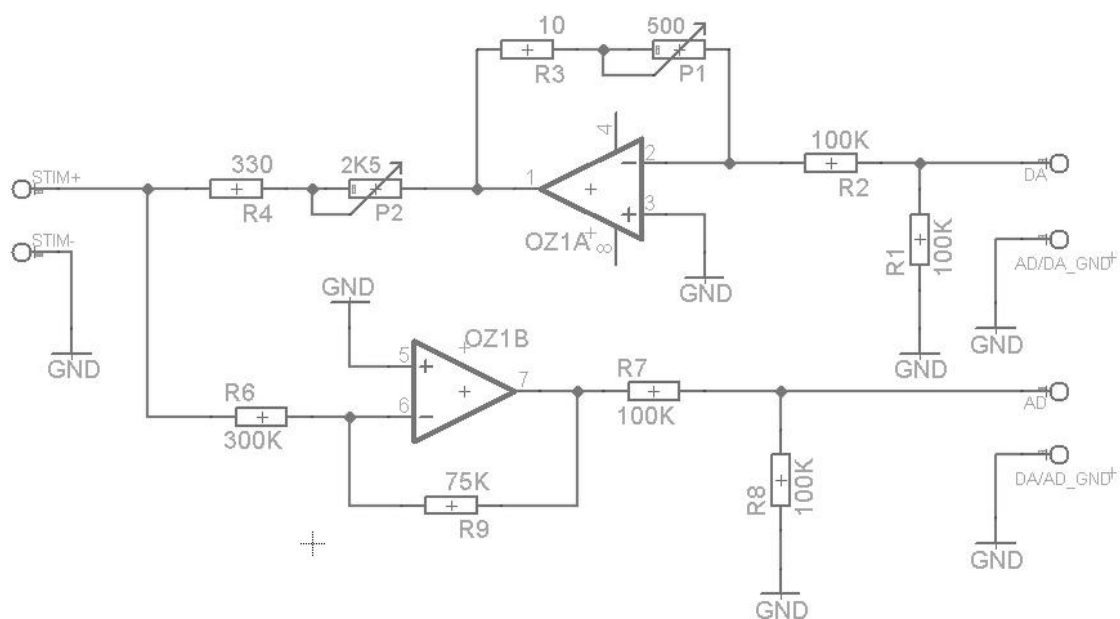
Obrázek 17. Základní blokové schéma pro měření (černé šipky – cesta simulovaného intrakardiálního signálu; šedé šipky – cesta stimulačního impulsu)

5.1.2 Elektrické schéma obvodu

Nasimulovaný signál je z AD/DA převodníku přiveden na svorku DA. Odpor R2 je zde pro to, aby nedošlo k nadměrnému zatížení AD/DA karty. Ve zpětné vazbě OZ1A je potenciometr P1, kterým se mění amplituda výstupního signálu v rozsahu 0.2 - 10.2 mV. Toto je navrženo pro měření senzitivity stimulatoru. Potenciometr P2 společně s odporem R4 jsou zde pro zajištění impedance na svorkách kardiostimulátoru v rozsahu 330 Ω - 2500 Ω .

Pro tento obvod byl vybrán operační zesilovač NJM4580, který má výstupní proud ± 50 mA. Ten zajistí, aby se stimulační impuls nedostal na svorku DA. V obou případech bylo použito invertující zapojení, které nemá na výsledky, ani na funkci kardiostimulátoru žádný vliv. Stimulační impuls je tedy přiveden na operační zesilovač OZ1B, kde je zeslaben na hodnotu 0 – 2 V a signál je přiveden na svorku AD. Popsaný obvod je pouze pro jednu elektrodu. Mé řešení obsahuje dva tyto naprosto identické obvody na jedné desce plošných spojů. Signálová zem je společná a je vyvedena na svorku signálové země na laboratorním

zdroji napětí. Operační zesilovače jsou napájeny laboratorním zdrojem ± 15.1 V. Schéma obvodu je na Obrázek 18.

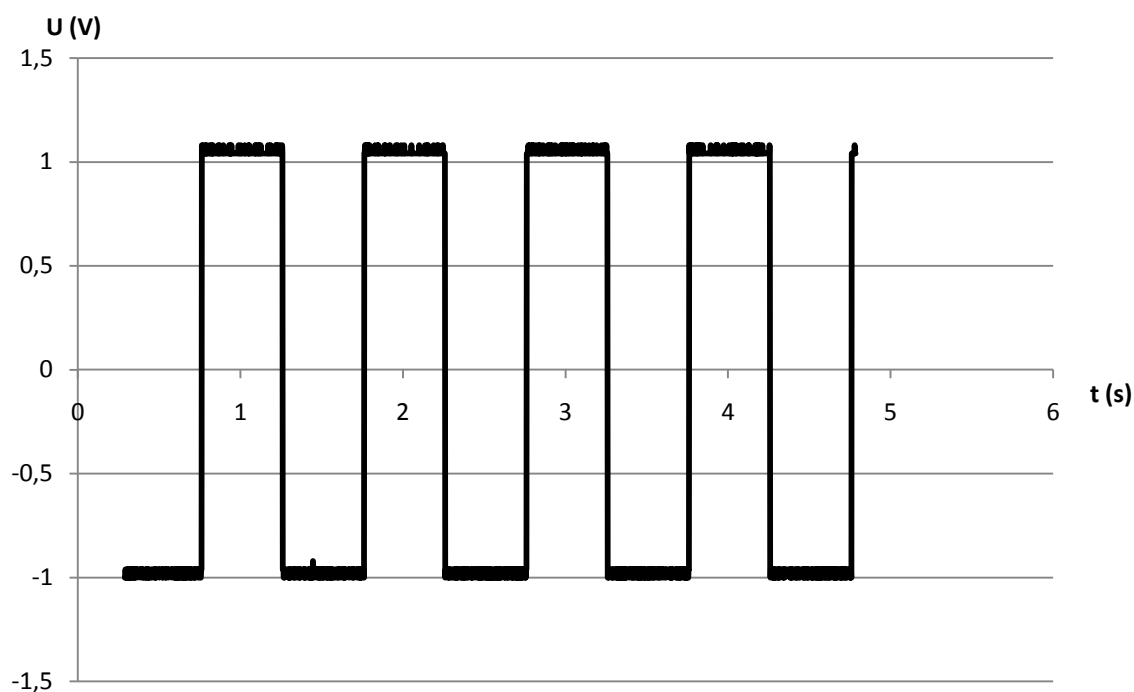


Obrázek 18. Schéma jedné větve obvodu přípravku pro měření

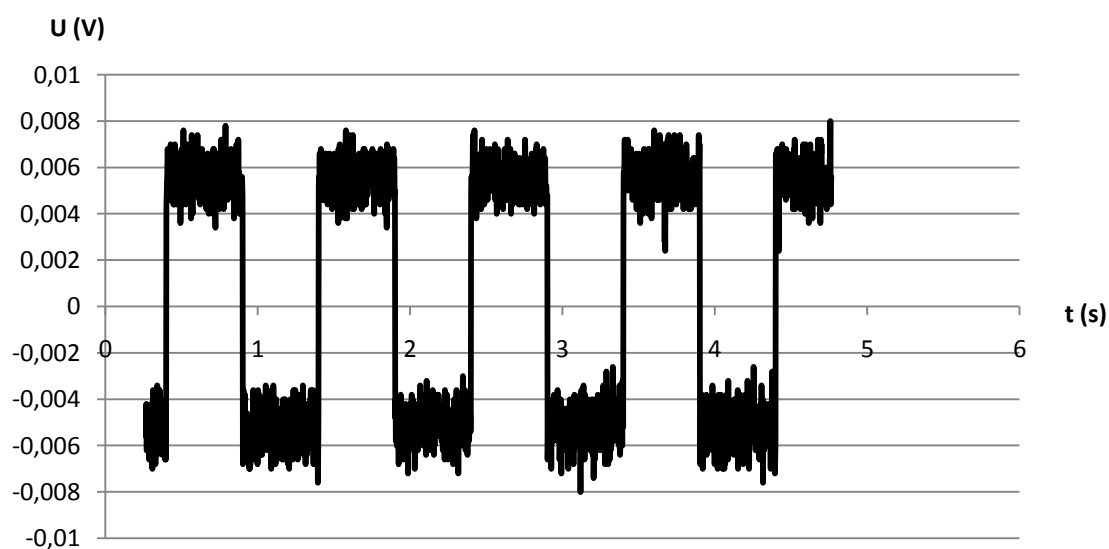
5.1.3 Konečná podoba přípravku

5.2 Ověření funkčnosti přípravku

Pro ověření zeslabení signálu byl použit obdélníkový signál s hodnotou rozdílu maxima a minima 2,08 V (Obrázek 19), který byl přiveden na svorku DA. Po zeslabení signálu byl na svorce pro připojení elektrody kardiostimulátoru naměřen signál (Obrázek 20) s hodnotou rozdílu maxima a minima 11,2 mV. Zeslabení je $0,0056\times$ původní hodnoty signálu.

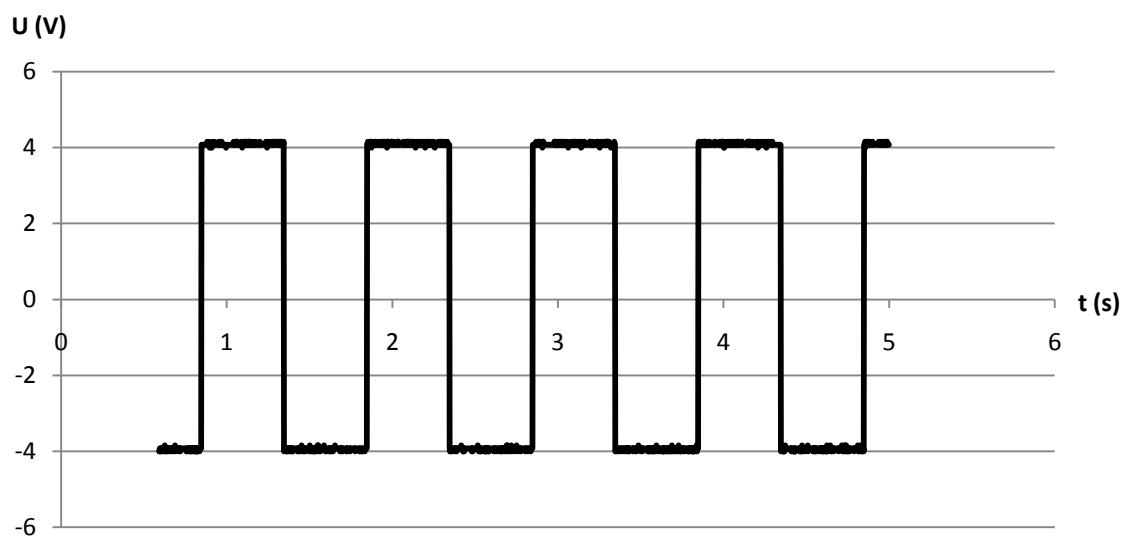


Obrázek 19. Signál na svorce DA

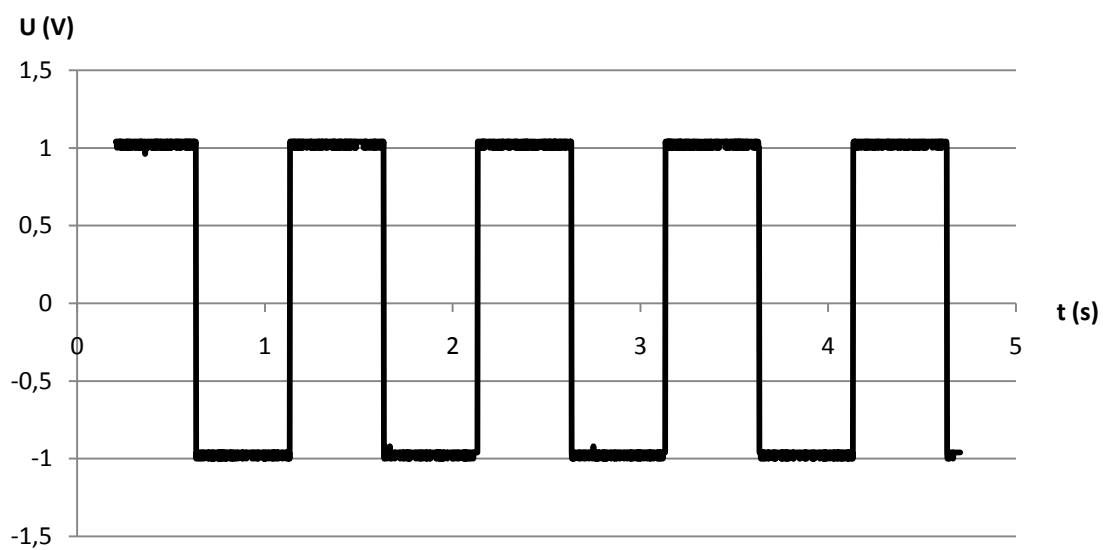


Obrázek 20. Signál na svorce pro kardiostimulátor po zeslabení

Pro ověření úpravy stimulačního impulsu (zeslabení z přibližně 8 V na 2 V) se postupovalo podobně jako v předešlém ověřování. Na svorky pro připojení kardiostimulátoru byl přiveden signál, generovaný funkčním generátorem Agilent. Signál obdélníkový s hodnotou p-p 8,16 V (Obrázek 21). Na svorkách AD byl naměřen signál s hodnotou p-p 2,04 V (Obrázek 22). Zeslabení je tedy 0,25x původní hodnoty signálu.



Obrázek 21. Obdélíkový signál s hodnotou p-p 8 V na svorce pro kardiostimulátor



Obrázek 22. Signál naměřený na svorce AD po zeslabení

6 Návrh a realizace měření parametrů dvoudutinového kardiostimulátoru

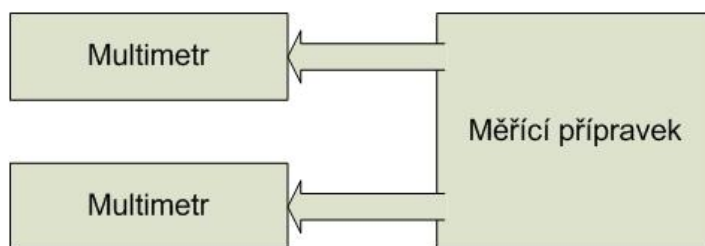
Při měření byl použit multimetr Escort 3146A Dual Display Multimeter, osciloskop Tektronix TPS 2014 Four Channel Digital Storage Oscilloscope a funkční generátor Agilent 33220A 20 MHz Function / Arbitrary Waveform Generator. Dále byla použita 12-bitová AD/DA měřicí karta firmy Humusoft. Na analogových výstupech byl používán rozsah $\pm 10\text{V}$, to znamená nejmenší rozsah $4,88\text{mV}$, což je pro simulaci mého intrakardiálního signálu plně postačující. Na analogových vstupech byl použit rozsah $\pm 5\text{V}$, což znamená rozlišovací schopnost $2,44\text{mV}$. Jelikož z mého přípravku vystupuje na svorky AD nejnižší amplituda stimulačního impulsu po zeslabení 50mV , tak i v tomto případě je toto rozlišení postačující.

6.1 Měření impedance kardiostimulátoru

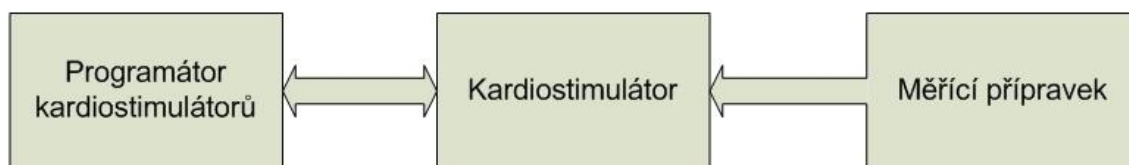
6.1.1 Postup měření

Měřicí řetězec byl sestaven z programátoru kardiostimulátorů, kardiostimulátoru, měřícího přípravku a multimetru. Aby se mezi svorkami pro připojení kardiostimulátoru vytvořila impedance, která má nejnižší hodnotu 330Ω a potenciometrem P2 je nastavitelná až do hodnoty přibližně 2500Ω , je nutno mít připojen operační zesilovač na napájení. Potom sestavíme měřicí řetězec tak, jak je na Obrázek 23, jeden multimetr připojíme na měřící hroty síně a druhý na měřící hroty komory a nastavíme přesnou hodnotu impedance.

Po nastavení impedance odpojíme multimetr od měřících hrotů a připojíme na ně elektrody kardiostimulátoru podle Obrázek 24. Poté pomocí programátoru kardiostimulátorů funkcí Lead Impedance Test, nacházející se v podsložce Quick Check, změříme impedanci na svorkách stimulátoru.



Obrázek 23. Nastavení impedance měřícího přípravku



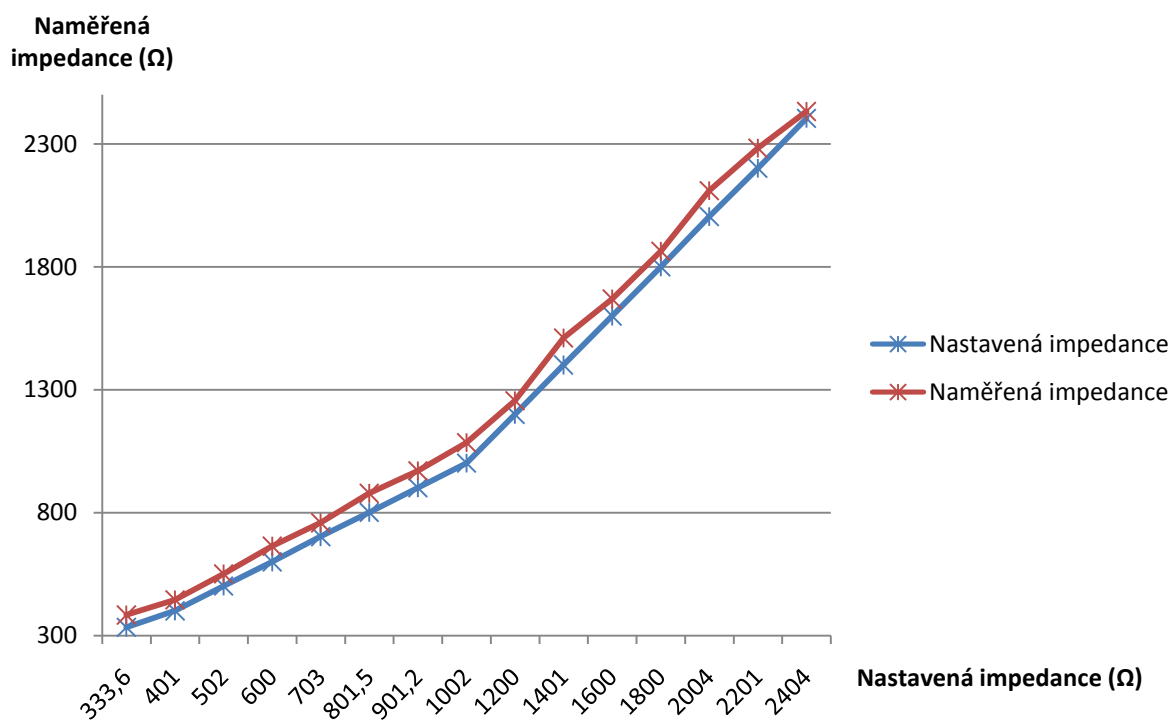
Obrázek 24. Měření impedance s kardiostimulátorem

6.1.2 Výsledky měření

Při měření vycházela průměrná odchylka přibližně $67,31\Omega$. To je způsobeno tím, že multimetr měří odpor a odpor není jedno a to samé jako impedance. Někdy se toto sjednocení dá použít, za účelem simplifikace, ale pouze v omezených případech. Stimulátor totiž proměřuje impedanci střídavým proudem, v různých frekvenčních hodnotách. Multimetr proměřuje odpor na základě protékajícího proudu a napětí. Při tomto měření byla špatně zvolena metodika měření. Výsledky jsou uvedeny na Tabulka 1 a Graf 1. Odchylky jednotlivých impedancí jsou pak na Graf 2.

Nastaveno (Ω)	Naměřeno (Ω)	Odchylka (Ω)
333,6	384	50,4
401	446	45
502	551	49
600	664	64
703	759	56
801,5	879	77,5
901,2	971	69,8
1002	1085	83
1200	1256	56
1401	1511	110
1600	1669	69
1800	1864	64
2004	2110	106
2201	2283	82
2404	2432	28

Tabulka 1. Naměřené a nastavené hodnoty impedance



Graf 1. Naměřené a nastavené hodnoty impedance

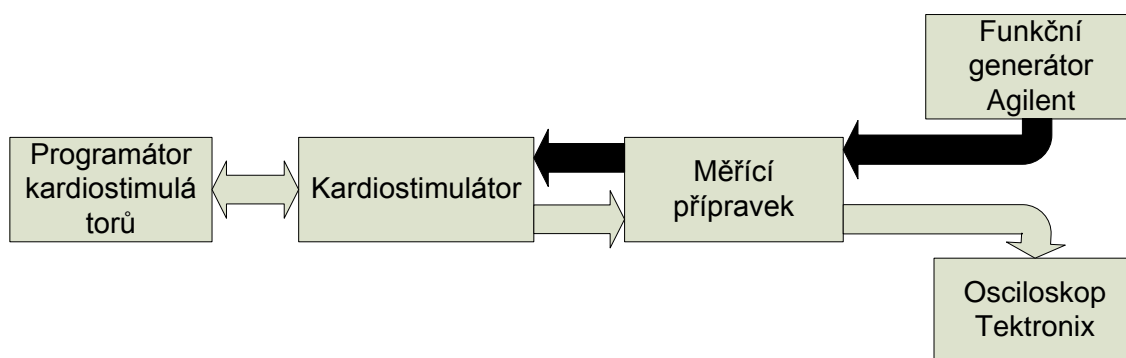


Graf 2. Odchylky naměřených hodnot impedancí od nastavených

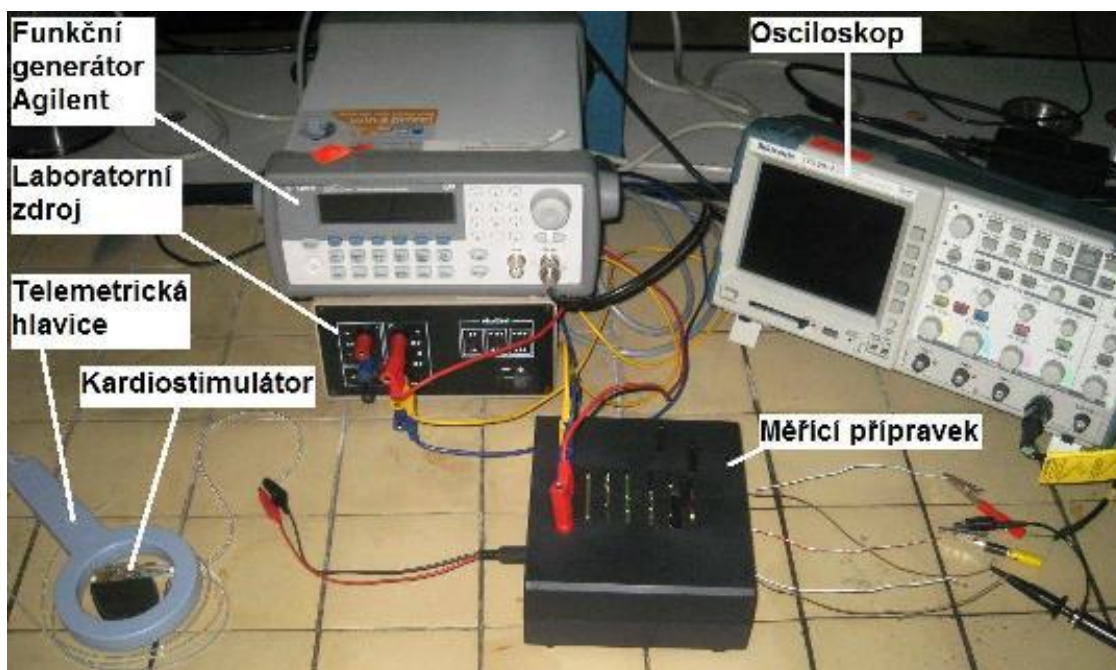
6.2 Měření amplitudy stimulačního impulsu

6.2.1 Postup měření

Měřicí řetězec byl zapojený podle Obrázek 25. Na svorku DA byl připojen funkční generátor Agilent a nastaven obdélníkový signál s amplitudou 1 V peak-to-peak. Peak-to-peak znamená od vrcholu k vrcholu, avšak zde 1V p-p znamená hodnotu 2 V od minima do maxima. Zesílení na přípravku necháme na nejvyšším. Na měřící hroty té větve měřícího přípravku, kde byl připojen i funkční generátor, byla připojena nejdříve síňová elektroda kardiostimulátoru. Na programátoru byl nastaven mód AAI a frekvence nižší než frekvence signálu nastavená na funkčním generátoru. Senzitivita snímání nastavena na 6 mV. Na svorku AD měřícího přípravku byl připojen osciloskop. Poté byl povolen výstup funkčního generátoru a parametry nastavené na programátoru byly přeneseny do kardiostimulátoru. Na programátoru byla vidět zkratka AS (atrial sense = síňové snímání). Poté bylo zesílení signálu sníženo na minimální hodnotu a na programátoru se vyskytla zkratka AP (atrial pace = síňová stimulace). Na osciloskopu byl pomocí funkce Trigger stimulační impuls zachycen, jeho hodnoty uloženy a výsledky zpracovány v tabulkovém editoru. Poté byla hodnota amplitudy změněna. Po naměření všech hodnot amplitudy byla na přípravku změněna impedance na svorkách pro kardiostimulátor a měření se opakovalo. Bylo měřeno při hodnotách impedance pro mód AAI: 329,36 Ω ; 500,44 Ω ; 1001 Ω ; 2572,7 Ω . Po naměření všech hodnot se měření opakovalo pro mód VVI. Měření probíhalo na stejných měřících hrotech, pouze se odpojila síňová elektroda a připojila jedna z komorových elektrod. Poté byl na programátoru nastaven mód VVI a stimulační elektroda podle toho, která byla připojena k přípravku.



Obrázek 25. Měřicí řetězec pro měření amplitudy stimulačního impulsu (černé šipky – cesta simulovaného signálu; šedé šipky – cesta stimulačního impulsu)



Obrázek 26. Měřicí prostředí

6.2.2 Výsledky měření

Pro velikost stimulačních impulsů je hodnota povolené odchylky $\pm 10\text{--}15\%$ z nastavené amplitudy. Vysvětlivka k tabulkám: U_{PZ} – hodnota amplitudy po zeslabení,

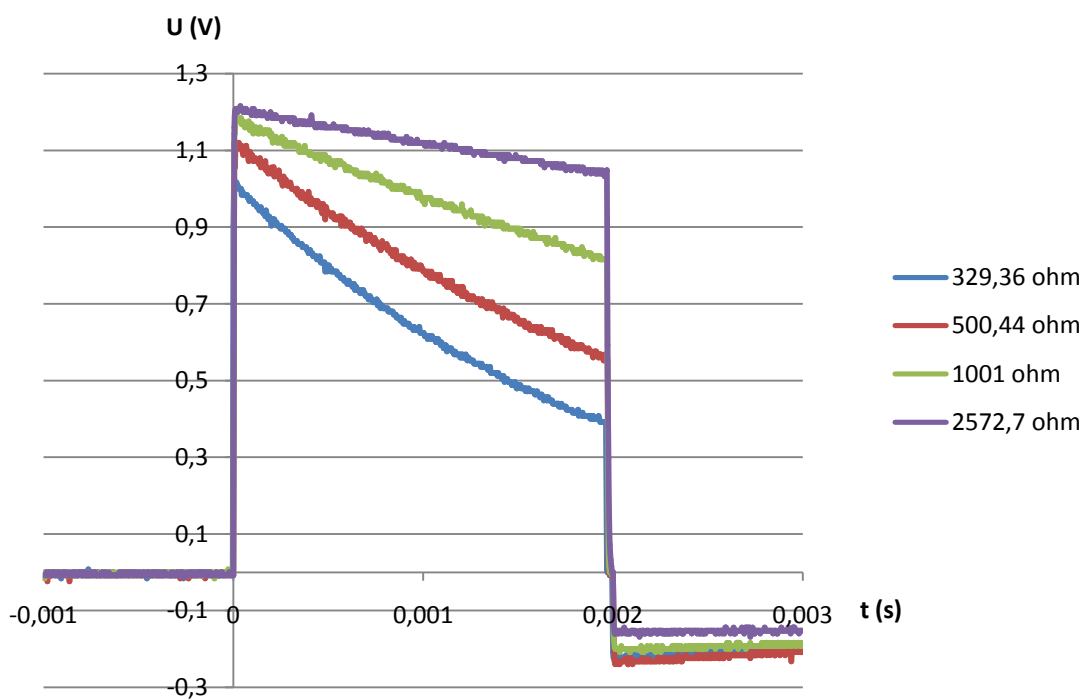
U_{PP} – hodnota amplitudy stimulačního impulsu

5.2.2.1 Výsledky měření v módu AAI

Nastavená amplituda 5V, naměřené hodnoty jsou uvedeny v Tabulka 2 a průběh stimulačních impulsů vykreslen v Graf 3. Povolená maximální a minimální odchylka hodnoty amplitudy je $\pm 0,75\text{ V}$, tzn. amplituda stimulačních impulsů by se měla pohybovat mezi 4,25 V a 5,75 V.

Nastavená Z	329,36 Ω	500,44 Ω	1001 Ω	2572,7 Ω
U_{PZ} (V)	1,024	1,12	1,184	1,208
U_{PP} (V)	4,096	4,48	4,736	4,832

Tabulka 2. Naměřené hodnoty pro amplitudu stimulačního impulsu 5V

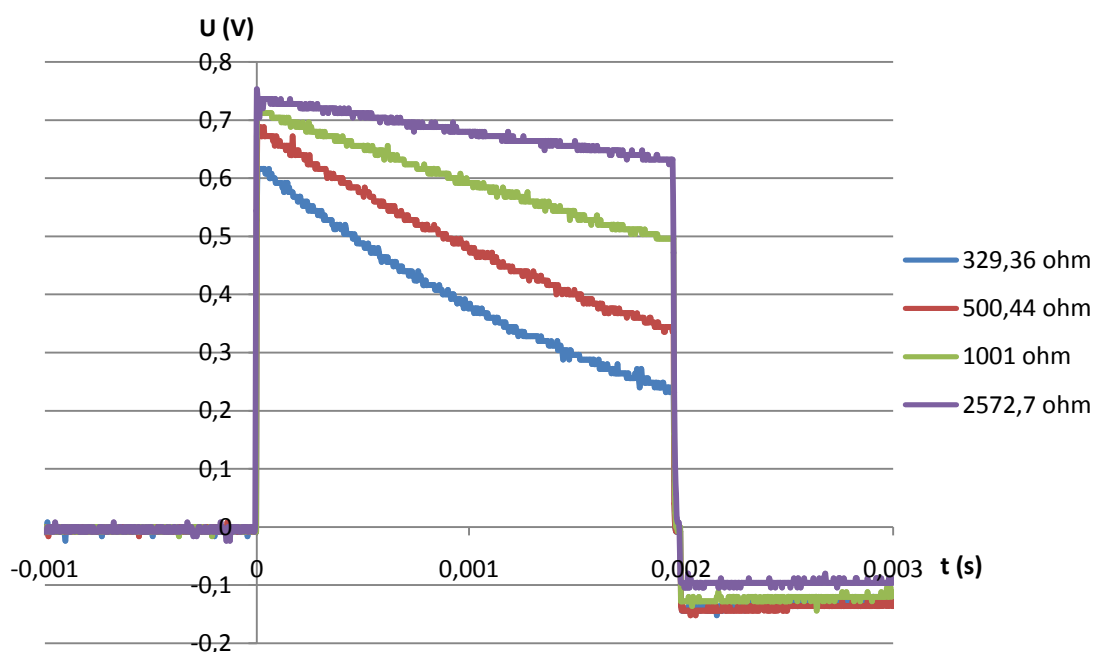


Graf 3. Amplituda stimulačního impulsu 5V

Nastavená amplituda 3V, naměřené hodnoty jsou uvedeny v Tabulka 3 a průběh stimulačních impulsů vykreslen v Graf 4. Povolená maximální a minimální odchylka hodnoty amplitudy je $\pm 0,45$ V, tzn. amplituda stimulačních impulsů by se měla pohybovat mezi 2,55 V a 3,45 V.

Nastavená Z	329,36 Ω	500,44 Ω	1001 Ω	2572,7 Ω
U_{pZ} (V)	0,616	0,688	0,72	0,736
U_{pp} (V)	2,464	2,752	2,88	2,944

Tabulka 3. Naměřené hodnoty pro amplitudu stimulačního impulsu 3V

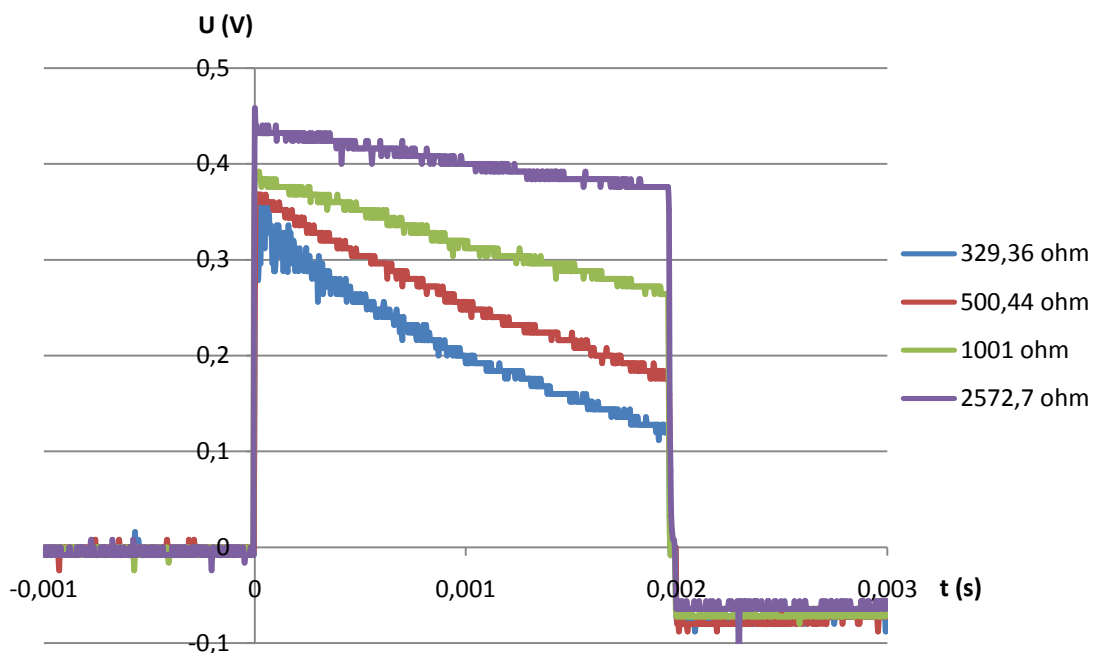


Graf 4. Amplituda stimulačního impulsu 3V

Nastavená amplituda 1,6 V, naměřené hodnoty jsou uvedeny v Tabulka 4 a průběh stimulačních impulsů vykreslen v Graf 5. Povolená maximální a minimální odchylka hodnoty amplitudy je $\pm 0,24$ V, tzn. amplituda stimulačních impulsů by se měla pohybovat mezi 1,36 V a 1,84 V.

Nastavená Z	329,36 Ω	500,44 Ω	1001 Ω	2572,7 Ω
U_{PZ} (V)	0,36	0,368	0,384	0,456
U_{PP} (V)	1,44	1,472	1,536	1,824

Tabulka 4. Naměřené hodnoty pro amplitudu stimulačního impulsu 3V

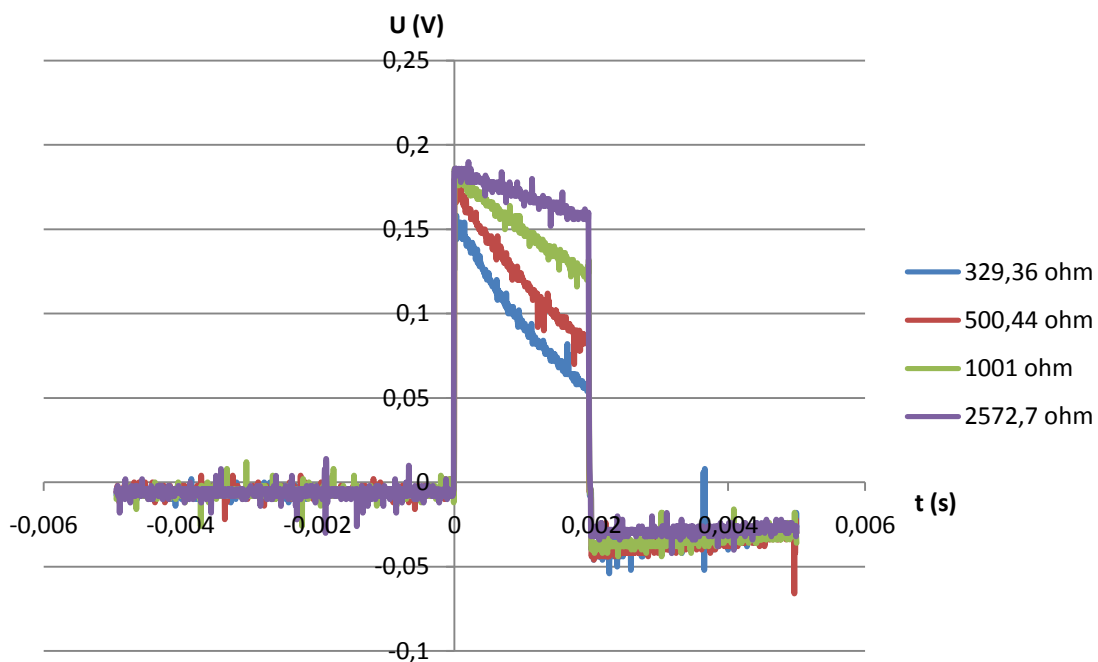


Graf 5. Amplituda stimulačního impulsu 1,6V

Nastavená amplituda 0,8 V, naměřené hodnoty jsou uvedeny v Tabulka 5 a průběh stimulačních impulsů vykreslen v Graf 6. Povolená maximální a minimální odchylka hodnoty amplitudy je $\pm 0,12$ V, tzn. amplituda stimulačních impulsů by se měla pohybovat mezi 0,68 V a 0,92 V.

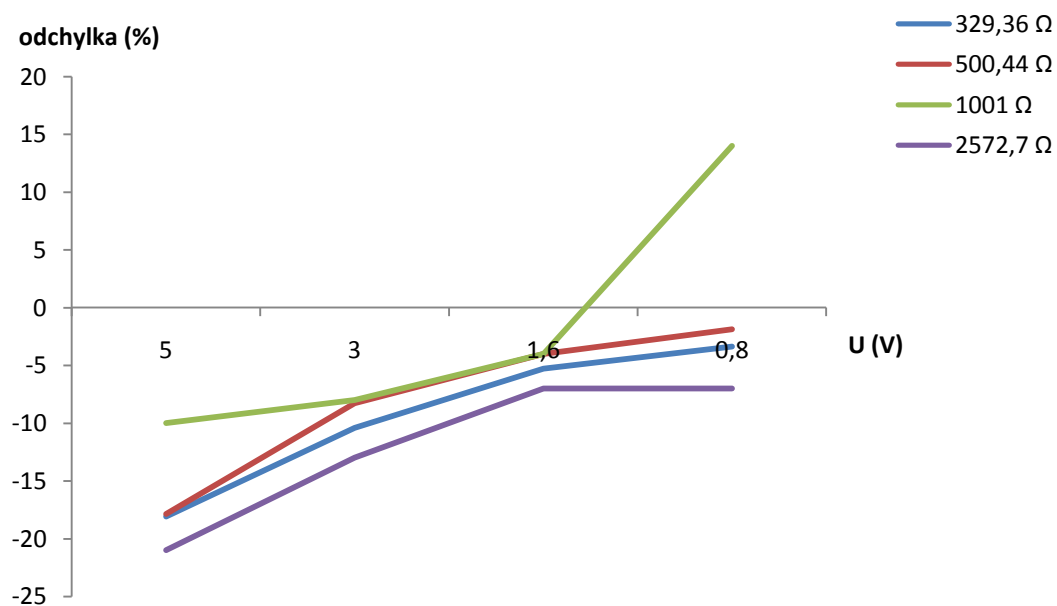
Nastavená Z	329,36 Ω	500,44 Ω	1001 Ω	2572,7 Ω
U_{PZ} (V)	0,158	0,174	0,186	0,186
U_{PP} (V)	0,632	0,696	0,744	0,744

Tabulka 5. Naměřené hodnoty pro amplitudu stimulačního impulsu 0,8 V



Graf 6. Amplituda stimulačního impulsu 0,8 V

Na Graf 7 jsou vykresleny odchylky naměřených hodnot od nastavených. Maximální povolená hodnota odchylky je $\pm 15\%$. Z grafu lze vyčíst, že při nastavené hodnotě amplitudy 5 V je ve třech hodnotách impedance hodnota odchylky větší. Pouze v jednom případě byla hodnota vyšší než nastavená a ještě přesahovala mez $+15\%$.



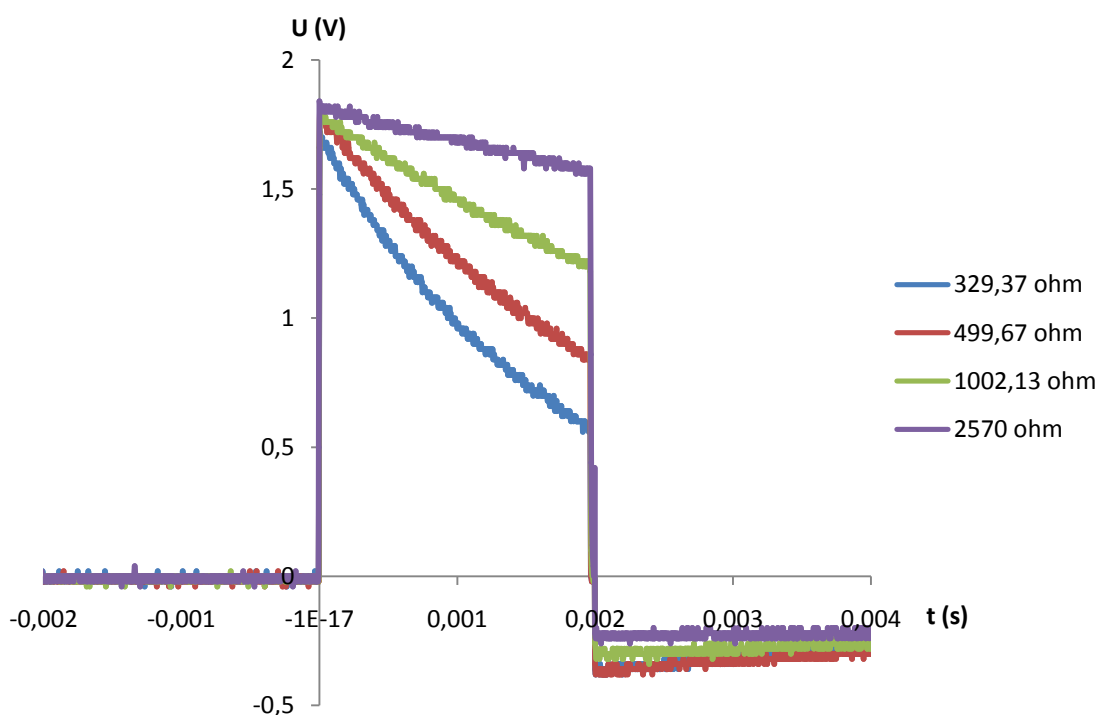
Graf 7. Graf odchylek naměřených hodnot amplitudy od nastavených

5.2.2.2 Výsledky měření v módu VVI

Nastavená amplituda 7,5 V, naměřené hodnoty jsou uvedeny v Tabulka 6 a průběh stimulačních impulsů vykreslen v Graf 8. Povolena maximální a minimální odchylka hodnoty amplitudy je $\pm 1,125$ V, tzn. amplituda stimulačních impulsů by se měla pohybovat mezi 6,375 V a 8,625 V.

Nastavená Z	329,37 Ω	499,67 Ω	1002,13 Ω	2570 Ω
U_{PZ} (V)	1,72	1,82	1,8	1,84
U_{PP} (V)	6,88	7,28	7,2	7,36

Tabulka 6. Naměřené hodnoty pro amplitudu stimulačního impulsu 7,5 V

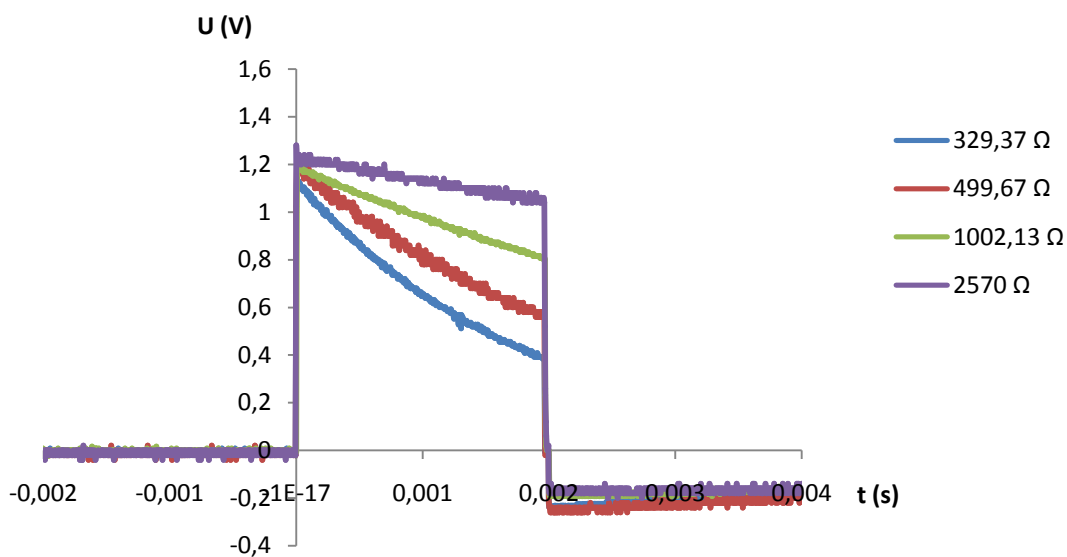


Graf 8. Amplituda stimulačního impulsu 7,5 V

Nastavená amplituda 5 V, naměřené hodnoty jsou uvedeny v Tabulka 7 a průběh stimulačních impulsů vykreslen v Graf 9. Povolena maximální a minimální odchylka hodnoty amplitudy je $\pm 0,75$ V, tzn. amplituda stimulačních impulsů by se měla pohybovat mezi 4,25 V a 5,75 V.

Nastavená Z	329,37 Ω	499,67 Ω	1002,13 Ω	2570 Ω
U_{PZ} (V)	1,12	1,2	1,184	1,24
U_{PP} (V)	4,48	4,8	4,736	4,96

Tabulka 7. Naměřené hodnoty pro amplitudu stimulačního impulsu 5 V

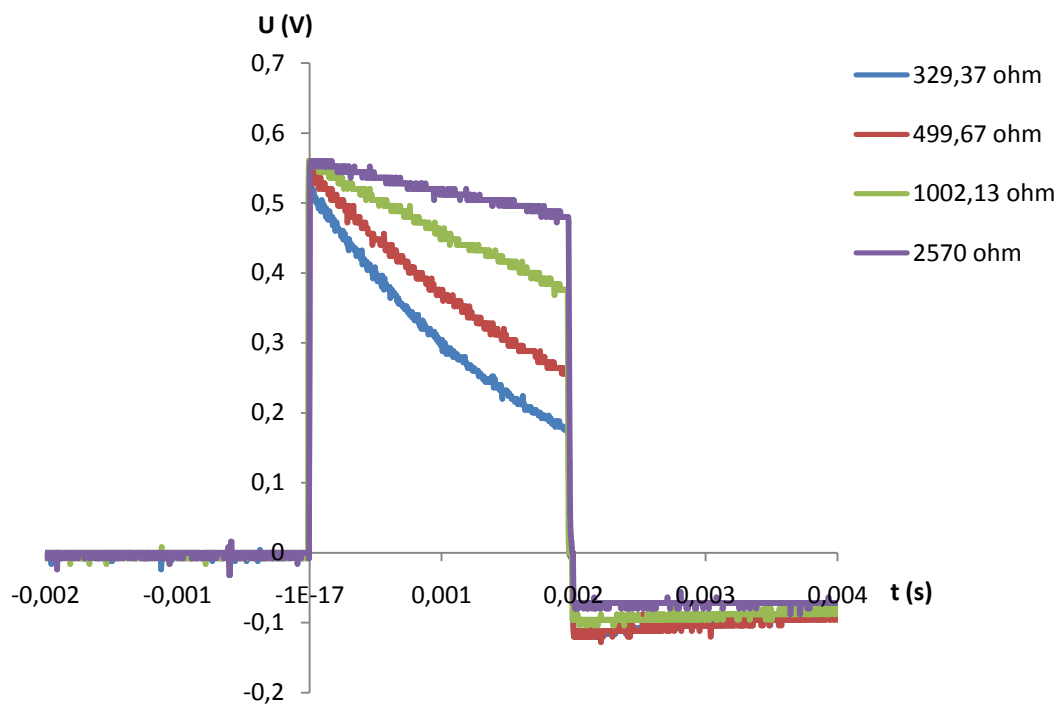


Graf 9. Amplituda stimulačního impulsu 5 V

Nastavená amplituda 2,2 V, naměřené hodnoty jsou uvedeny v Tabulka 8 a průběh stimulačních impulsů vykreslen v Graf 10. Povolená maximální a minimální odchylka hodnoty amplitudy je $\pm 0,33$ V, tzn. amplituda stimulačních impulsů by se měla pohybovat mezi 1,87 V a 2,53 V.

Nastavená Z	329,37 Ω	499,67 Ω	1002,13 Ω	2570 Ω
U_{PZ} (V)	0,52	0,544	0,56	0,56
U_{PP} (V)	2,08	2,176	2,24	2,24

Tabulka 8. Naměřené hodnoty pro amplitudu stimulačního impulsu 2,2 V

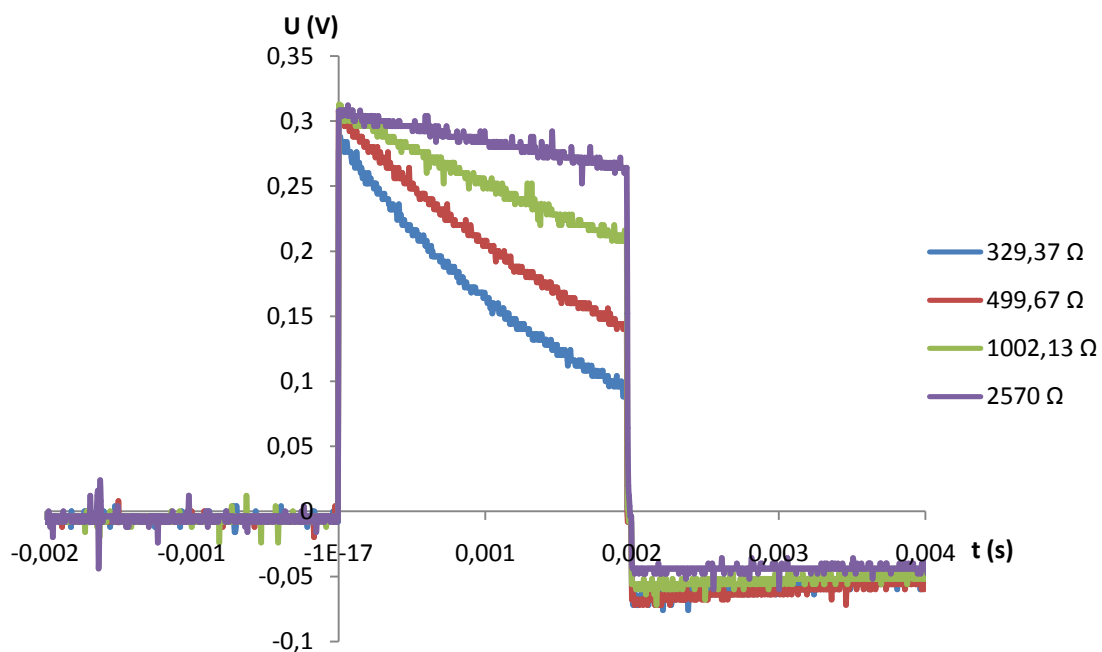


Graf 10. Amplituda stimulačního impulsu 2,2 V

Nastavená amplituda 1,2 V, naměřené hodnoty jsou uvedeny v Tabulka 9 a průběh stimulačních impulsů vykreslen v Graf 11. Povolená maximální a minimální odchylka hodnoty amplitudy je $\pm 0,18$ V, tzn. amplituda stimulačních impulsů by se měla pohybovat mezi 1,02 V a 1,38 V.

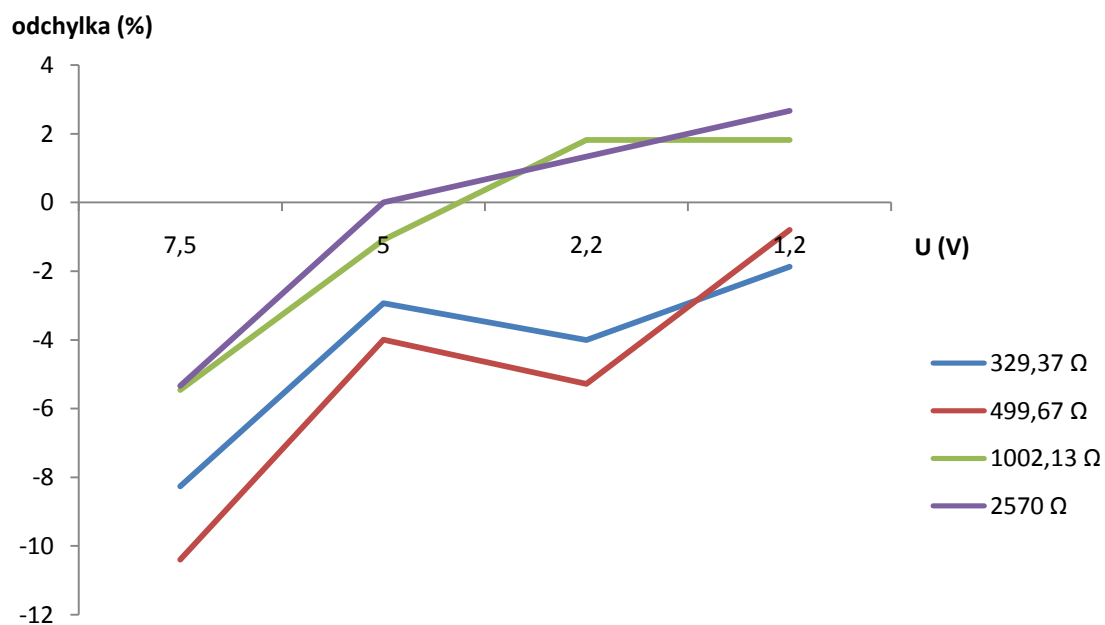
Nastavená Z	329,37 Ω	499,67 Ω	1002,13 Ω	2570 Ω
U_{PZ} (V)	0,284	0,3	0,304	0,308
U_{PP} (V)	1,136	1,2	1,216	1,232

Tabulka 9. Naměřené hodnoty pro amplitudu stimulačního impulsu 1,2 V



Graf 11. Amplituda stimulačního impulsu 1,2 V

Na Graf 12 jsou vykresleny odchylky naměřených hodnot od nastavených. Maximální povolená hodnota odchylky je $\pm 15\%$. Z grafu lze vyčíst, že při všech provedených měřeních se odchylka vyskytovala v povolených mezích.

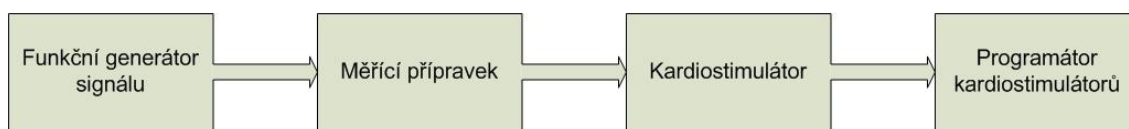


Graf 12. Graf odchylek naměřených hodnot amplitudy od nastavených

6.3 Měření senzitivity

6.3.1 Postup měření

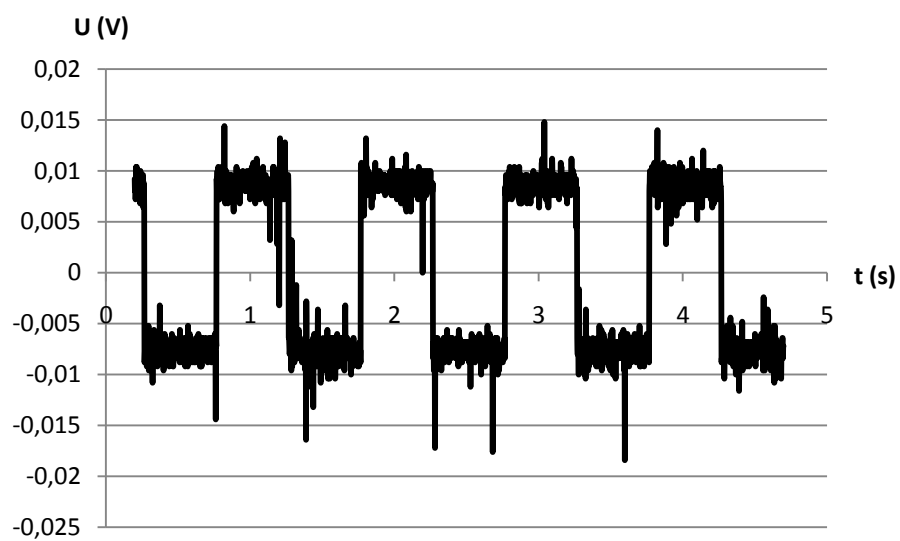
Měřicí řetězec byl sestaven podle Obrázek 27. Protože kardiostimulátor snímá pouze špičky R-vlny a nemá rozlišovací schopnost poznat, co do něj přichází za signál, je tedy možno použít i obdelníkový signál, s amplitudou 1 V p-p a frekvencí vyšší než je nastavená nejnižší povolená frekvence na kardiostimulátoru, generovaný z funkčního generátoru signálu. Kladné svorky připojíme na DA svorky a záporné svorky na svorku signálové země měřícího přípravku. Měřicí hroty byly připojeny na elektrody kardiostimulátoru. Pomocí potenciometru P1 se nastavuje hodnota amplitudy signálu, který bude vstupovat do kardiostimulátoru. Tato hodnota se pohybuje v rozmezí 0.2 mV – 10.2 mV, při vstupním signálu s amplitudou 2V. ECG monitor v programátoru vypisuje poznámky AS, LVS nebo RVS (podle toho, na jaké elektrodě měříme) pokud zaznamenal elektrický impuls a AP, LVP nebo RVP pokud nezaznamenal a vysílá stimulační impuls. Pomocí potenciometru tedy byla snižována amplituda dokud se na programátoru nevyskytla zkratka AP, LVP nebo RVP. Poté byla změřena hodnota zpětné vazby operačního zesilovače OZ1A a hodnota byla přepočtena na výstupní napětí.



Obrázek 27. Blokové schéma pro měření senzitivity

6.3.2 Výsledky měření

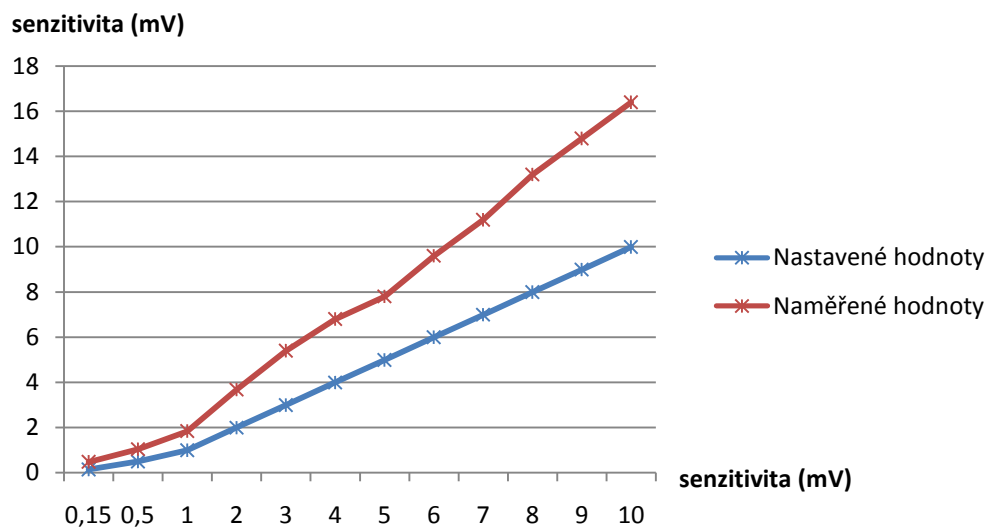
Hodnota senzitivity snímání byla nastavena na 10 mV. Při nastavení amplitudy signálu na 10 mV kardiostimulátor nadále stimuloval. Postupným zvyšováním amplitudy na 12 mV a 14 mV kardiostimulátor začal zachytávat signál, ale v konstantních časových intervalech pořád docházelo k časovému úseku, kdy stimulátor začal stimulovat. Až při signálu s amplitudou 16 mV (signál na Graf 13) už zachytávání signálu bylo stálé.



Graf 13. Signál s amplitudou 16,4 mV pro nastavenou senzitivitu 10 mV

Nastavené hodnoty	Naměřené hodnoty
0,15	0,48
0,5	1,04
1	1,84
2	3,68
3	5,4
4	6,8
5	7,8
6	9,6
7	11,2
8	13,2
9	14,8
10	16,4

Tabulka 10. Naměřené hodnoty senzitivity



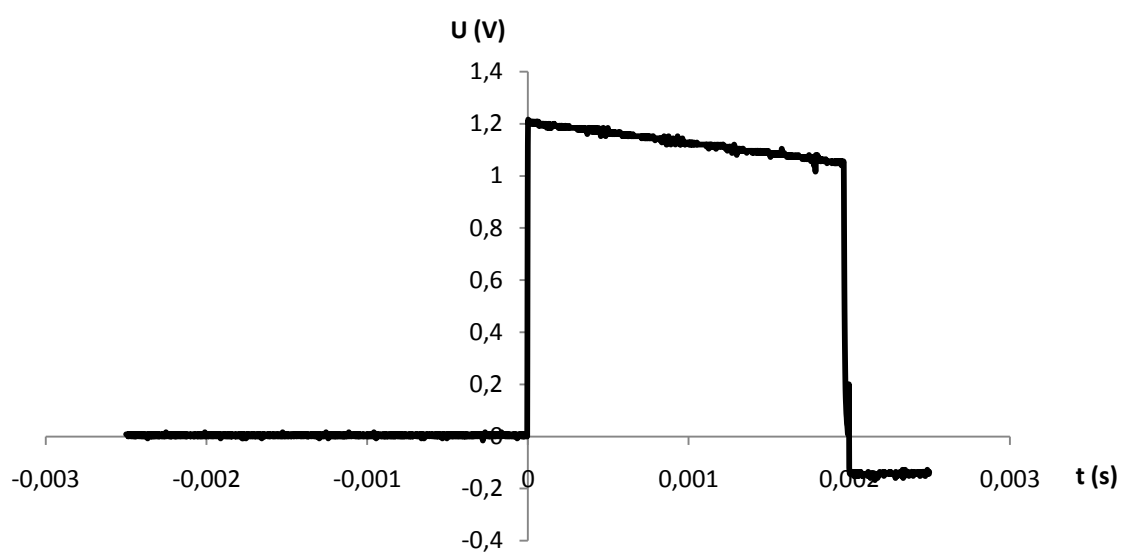
Graf 14. Graf naměřených hodnot senzitivity k Tabulka 10

6.4 Měření šířky stimulačního impulsu

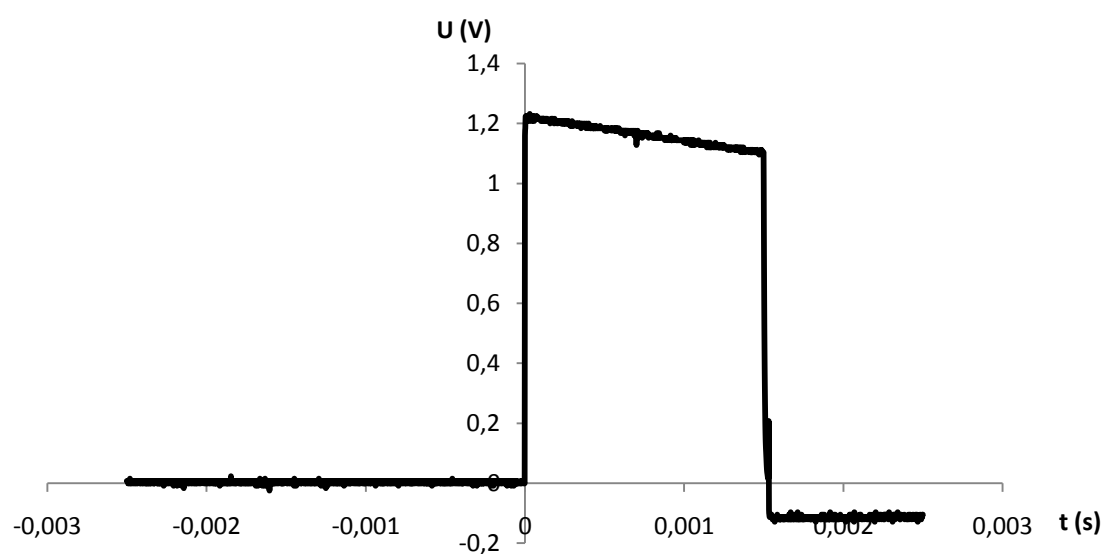
6.4.1 Postup měření

Měřicí řetězec byl zapojený stejně jako při měření amplitudy stimulačního impulsu (Obrázek 25). Na svorku DA byl připojen funkční generátor Agilent a nastaven obdélníkový signál s hodnotou peak-to-peak 2V. Zesílení na přípravku necháme na nejvyšším. Na měřící hroty té větve měřícího přípravku, kde byl připojen i funkční generátor, byla připojena nejdříve síňová elektroda kardiostimulátoru. Na programátoru byl nastaven mód AAI a frekvence nižší než frekvence signálu nastavená na funkčním generátoru. Senzitivita snímání nastavena na 6 mV a amplituda stimulačního impulsu na nejvyšší hodnotě. Na svorku AD měřícího přípravku byl připojen osciloskop. Poté byl povolen výstup funkčního generátoru a parametry nastavené na programátoru byly přeneseny do kardiostimulátoru. Na programátoru byla vidět zkratka AS (atrial sense = síňové snímání). Poté bylo zesílení signálu sníženo na minimální hodnotu a na programátoru se vyskytla zkratka AP (atrial pace = síňová stimulace). Na osciloskopu byl pomocí funkce Trigger stimulační impuls zachycen, jeho hodnoty uloženy a výsledky zpracovány v tabulkovém editoru. Poté byla hodnota šířky impulsu změněna. Bylo prověřeno, že změna impedance na svorce pro připojení elektrody kardiostimulátoru nemá na šířku stimulačního impulsu vliv.

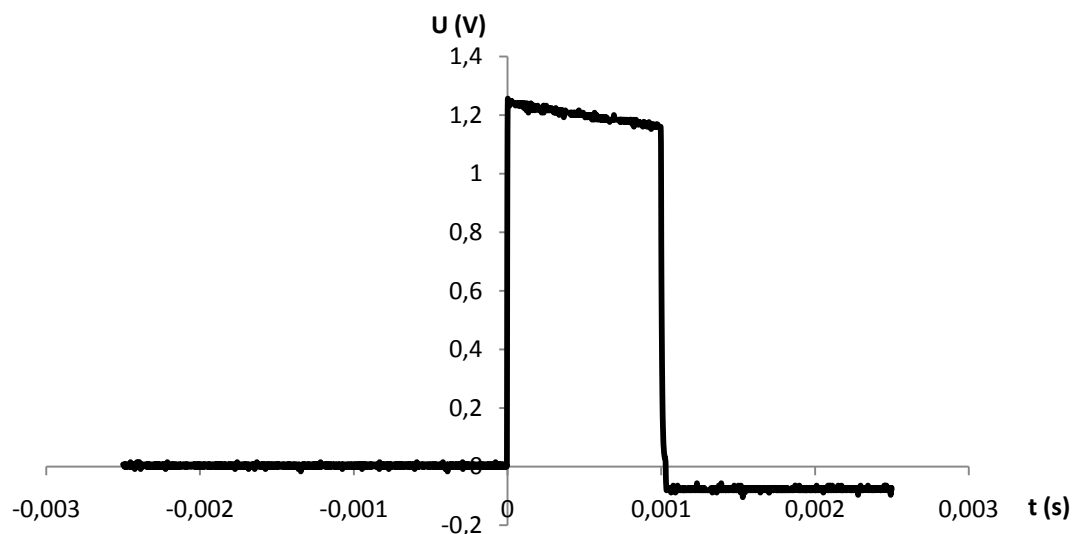
6.4.2 Výsledky měření



Graf 15. Stimulační impuls šířky 2 ms



Graf 16. Stimulační impuls šířky 1,5 ms

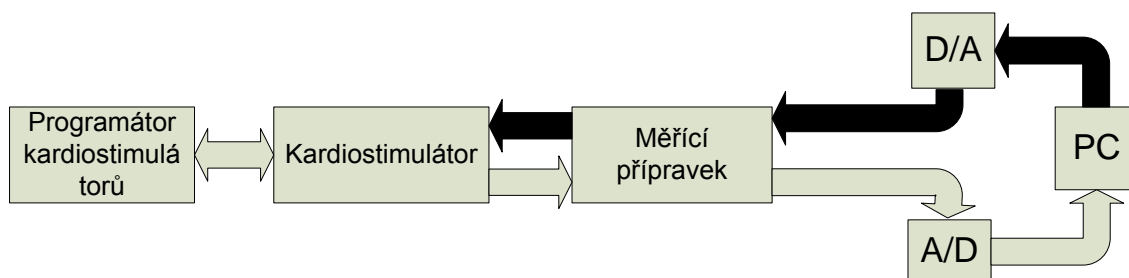


Graf 17. Stimulační impuls šířky 1 ms

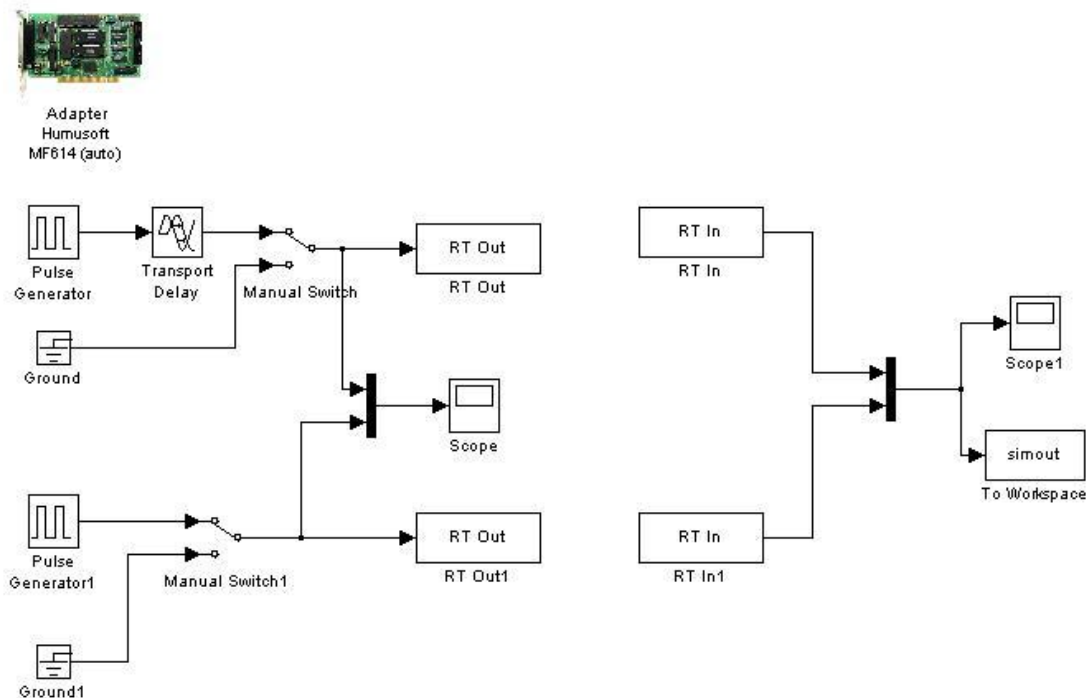
6.5 Měření AV zpoždění

6.5.1 Postup měření

AV zpoždění je časová prodleva mezi stimulačním impulsem vyslaným do síně a stimulačním impulsem vyslaným do komory. Zde bylo využito připojení měřícího přípravku přes D/A převodník k PC (podle Obrázek 28). Na programátoru byl nastaven mód DDD. Při prvním nastavení se objevila chyba v nastavení detailnějších parametrů. U chyby však bylo hned popsáno, co musí být splněno pro její odstranění. Po odstranění všech chyb byly na měřící hroty přípravku připojeny elektrody kardiostimulátoru a v simulačním prostředí Simulink (Obrázek 29), programu MATLAB, byl vytvořen obdélníkový signál, který nahradil intrakardiální, a byl generován do kardiostimulátoru. Poté byl signál přerušen, vyslané stimulační impulsy byly opět přes A/D převodník převedeny na digitální signál a po zachycení stimulačních impulsů v MATLABu byl program zastaven. Naměřené hodnoty pak byly dále upraveny v tabulkovém editoru a byly odečteny počáteční časy sínového a komorového stimulačního impulsu.

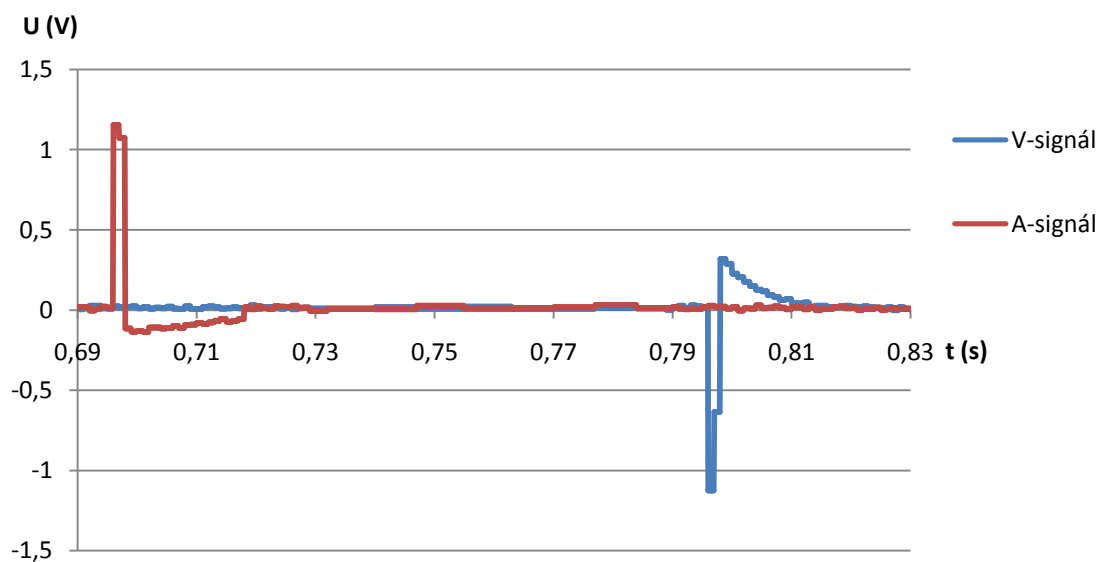


Obrázek 28. Blokové schéma měřícího obvodu AV zpoždění



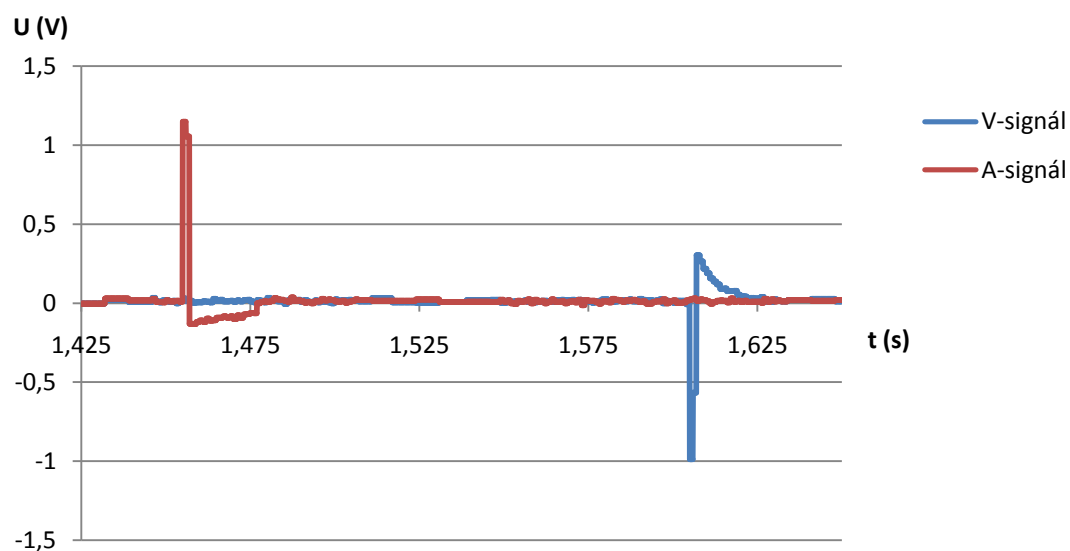
Obrázek 29. Simulace signálu v prostředí Simulink

6.5.2 Výsledky měření



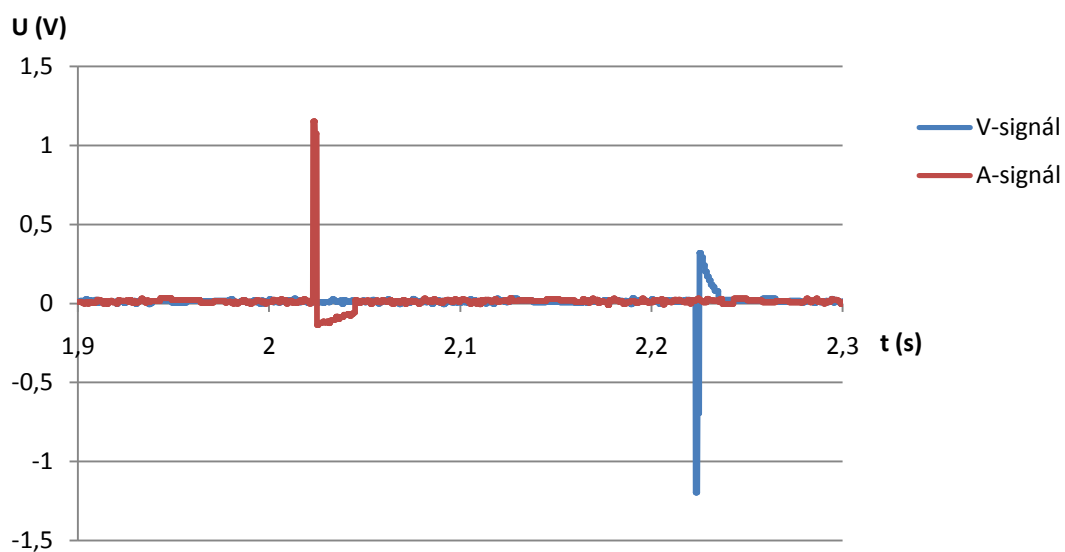
Graf 18 AV zpoždění 100 ms

Začátek sínového stimulačního impulsu na Graf 18 začíná v čase 0,696 s. Začátek komorového stimulačního impulsu na Graf 18 začíná v čase 0,796 s. Nastavené zpoždění se tedy rovná naměřenému zpoždění.



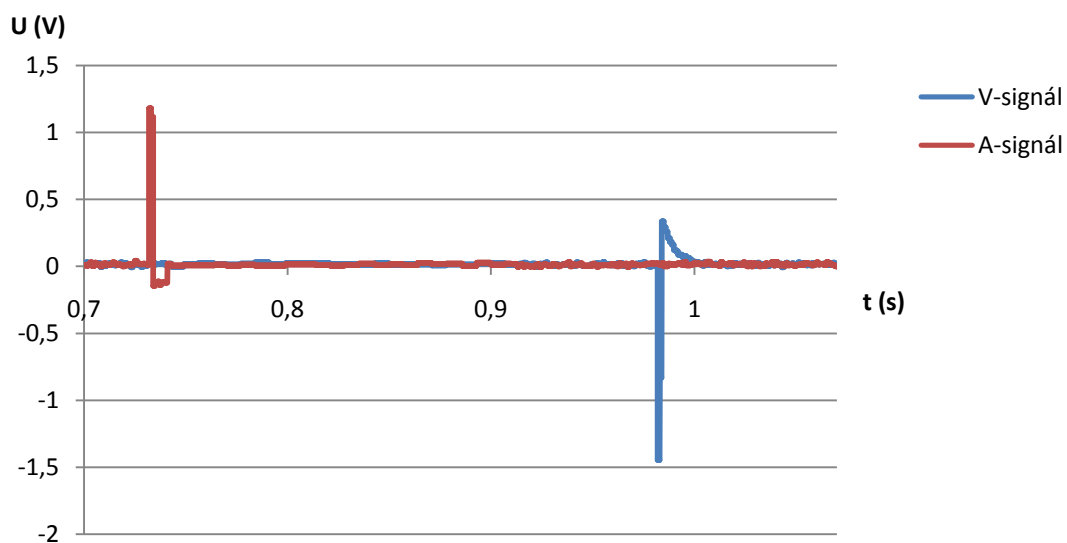
Graf 19 AV zpoždění 150 ms

Začátek sínového stimulačního impulsu na Graf 19 začíná v čase 1,455 s. Začátek komorového stimulačního impulsu na Graf 19 začíná v čase 1,605 s. Nastavené zpoždění se tedy rovná naměřenému zpoždění.



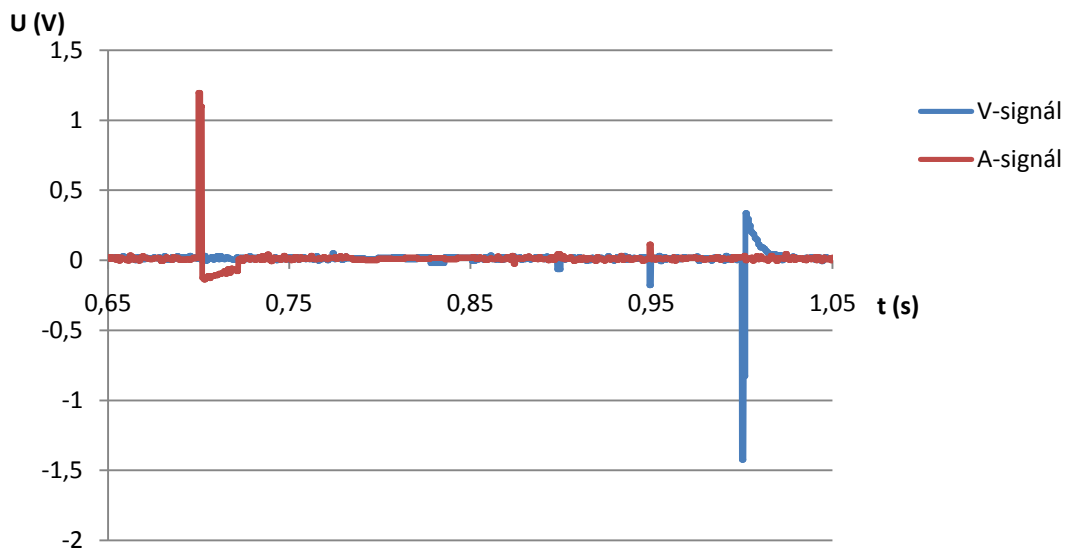
Graf 20 AV zpoždění 200 ms

Začátek sínového stimulačního impulsu na Graf 20 začíná v čase 2,023 s. Začátek komorového stimulačního impulsu na Graf 20 začíná v čase 2,223 s. Nastavené zpoždění se tedy rovná naměřenému zpoždění.



Graf 21 AV zpoždění 250 ms

Začátek síňového stimulačního impulsu na Graf 21 začíná v čase 0,732 s. Začátek komorového stimulačního impulsu na Graf 21 začíná v čase 0,982 s. Nastavené zpoždění se tedy rovná naměřenému zpoždění.



Graf 22 AV zpoždění 300 ms

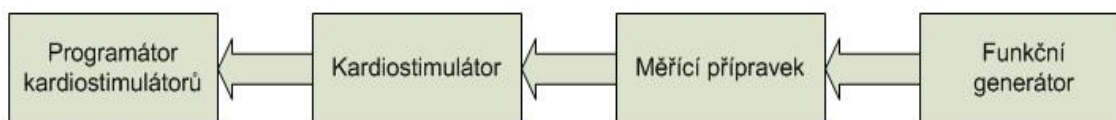
Začátek síňového stimulačního impulsu na Graf 22 začíná v čase 0,7 s. Začátek komorového stimulačního impulsu na Graf 22 začíná v čase 1 s. Nastavené zpoždění se tedy rovná naměřenému zpoždění.

6.6 Měření frekvence

Kardiostimulátor porovnává tuto nastavenou hodnotu frekvence s frekvencí srdce. Pokud frekvence srdečních stahů klesne pod tuto přednastavenou frekvenci, kardiostimulátor se ji stimulačními impulsy snaží dodržovat.

6.6.1 Postup měření

Obvod byl sestaven podle Obrázek 30. Funkčním generátorem byl generován signál uvedený na . Ten byl připojen ke svorce DA. K jedné svorce kardiostimulátoru byla připojena jedna elektroda kardiostimulátor a přes programátor kardiostimulátorů byl nastaven mód AAI nebo VVI podle toho, která elektroda byla zrovna k přípravku připojena. Senzitivita byla nastavena na 5mV. Přes programátor byla nastavena dolní hraniční frekvence od 30 tepů/min do 170 tepů/min s krokem 20 tepů/min. Nastavená frekvence byla vydělena 60 a číslo nastaveno jako frekvence funkce na funkčním generátoru. Poté byly nastavené parametry přeneseny do kardiostimulátoru a bylo sledováno, zda se na programátoru vyskytuje zkratka AP (stimulace komor) nebo VP (podle nastavených parametrů). Pokud ano, byla frekvence na funkčním generátoru zvyšována, dokud se na programátoru neobjevila značka AS (snímání komor) nebo VS (podle nastavených parametrů). Obrazovka byla sledována delší dobu, pro eliminaci možné stimulace. Po ujištění, že stimulátor pouze snímá, byla hodnota nastavené frekvence z funkčního generátoru zapsána.



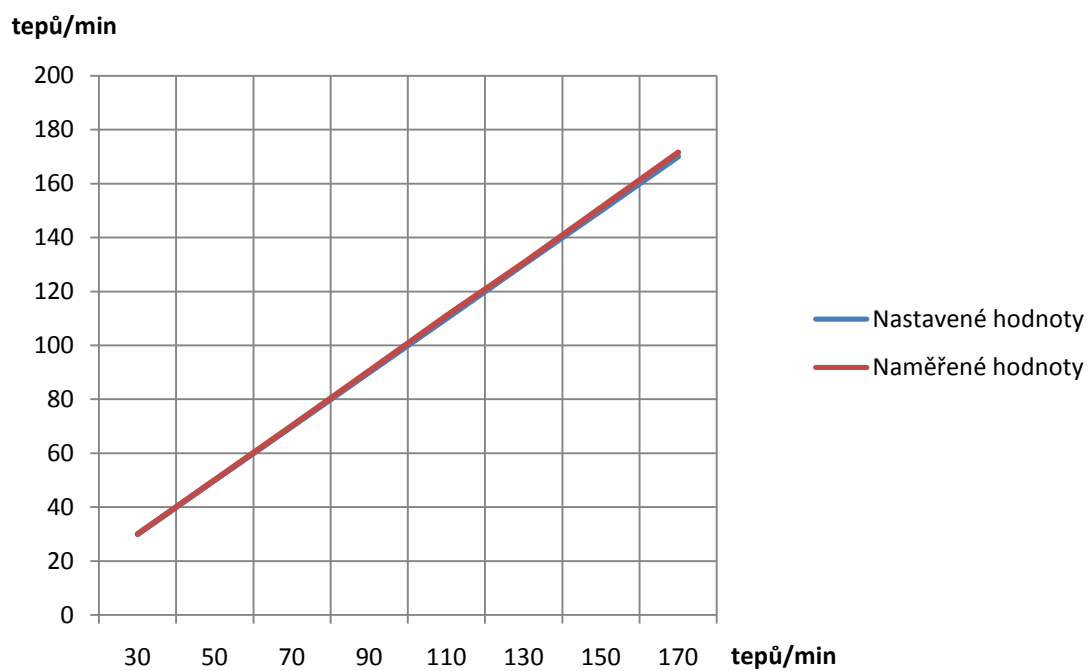
Obrázek 30. Měřicí řetězec pro měření frekvence

6.6.2 Výsledky měření

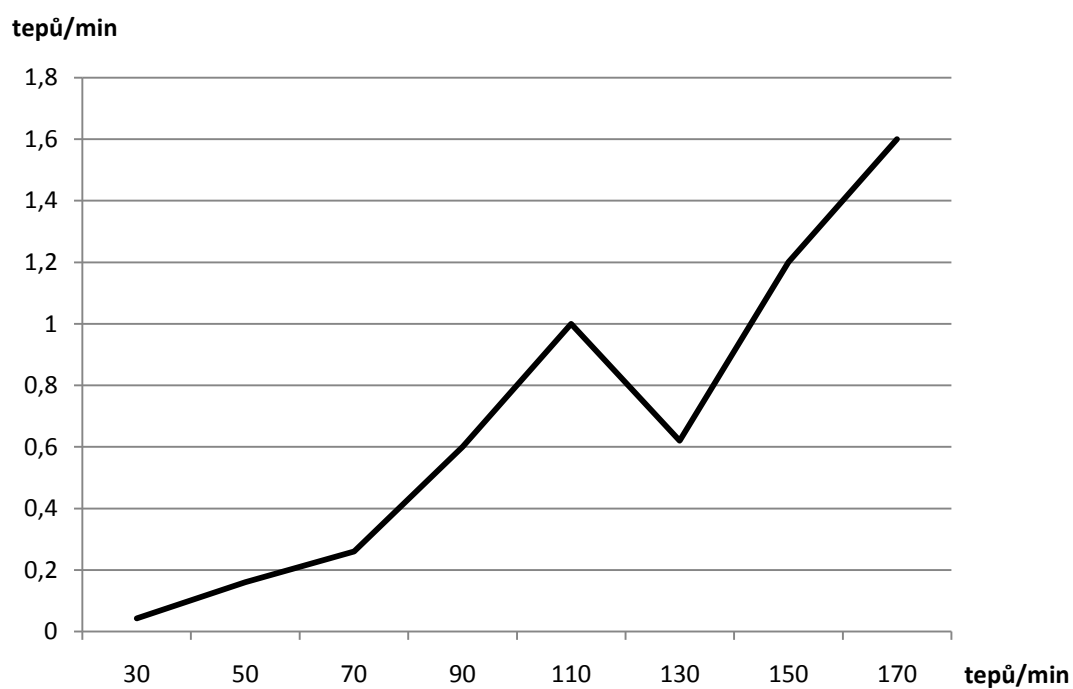
Výsledky měření byly zapsány do tabulky (Tabulka 11). Hodnoty pak byly vloženy do grafu (Graf 23). Jelikož odchylky byly velmi malé, byly vypočítány odchylky pro každou nastavenou hodnotu frekvence a vloženy do druhého grafu (Graf 24).

Nastaveno (tep/min)	Naměřeno (tep/min)	Odchylka (tep/min)
30	30,042	0,042
50	50,16	0,16
70	70,26	0,26
90	90,6	0,6
110	111	1
130	130,62	0,62
150	151,2	1,2
170	171,6	1,6

Tabulka 11. Nastavené a naměřené hodnoty frekvence



Graf 23. Nastavené a naměřené hodnoty frekvence



Graf 24. Graf odchylek v nastavených hodnotách frekvencí

7 Závěr

Cílem této práce bylo navrhnout způsob měření a ověření nastavitelných parametrů kardiostimulátoru. Základními požadavky pro přesné měření bylo nasimulování impedance srdeční tkáně a elektrické aktivity srdce. Pro úpravu signálu a vytvoření nastavitelné impedance srdeční tkáně byl vytvořen měřicí přípravek. Simulace elektrické aktivity srdce byla v některých úlohách zajištěna funkčním generátorem a v některých hodnotách byla simulována v simulačním prostředí Simulink programu MATLAB. Digitální signál byl převeden na analogový pomocí měřicí AD/DA karty MF614 firmy Humusoft. Jelikož intrakardiální signál je v rozsahu 0-11 mV, byl měřicí přípravek sestaven tak, aby signál, který jde do kardiostimulátoru i z něj, byl zeslaben. Aby bylo zajištěno, že signál bude zašuměn co nejméně, byly použity aktivní prvky ve formě operačních zesilovačů zapojených do invertujícího zapojení. Pro ověření funkčnosti navrženého obvodu byl obvod realizován na nepájivém poli, což se ukázalo jako chyba, jelikož byl signál hodně zašuměný a obvod nepracoval správně. Poté byla jedna větev obvodu realizována na desku plošných spojů, jako zkušební obvod, a tam už pracoval tak, jak měl. Po realizaci celého přípravku se vyskytla ale další chyba. Při změně odporu na svorce pro jednu elektrodu kardiostimulátoru, se změnil i odpor na druhé svorce. Nakonec bylo zjištěno, že všechny tyto chyby se odvíjely od nedokonalého zajištění napájení operačních zesilovačů.

Po vyřešení všech problémů byla testováno měření impedance na vstupních svorkách pro připojení elektrod kardiostimulátoru. Po naměření a zjištění velkých odchylek bylo zjištěno, že zvolená metoda byla špatná, jelikož kardiostimulátor neproměřuje odpor jako multimetr, ale impedanci na určité hodnotě frekvence.

Dále byla naměřená amplituda stimulačního impulsu, která v módu VVI měla odchylky od nastavených hodnot v povolených mezích. V módu AAI byly odchylky větší a některé přesahovaly i povolené hodnoty odchylek. Na grafech stimulačních impulsů jde vidět, že čím větší impedance byla nastavena na svorkách pro kardiostimulátor, tím pomalejší bylo vybíjení kondenzátorů.

Na AV zpoždění se kladou velmi velké nároky na přesnost, což bylo také ověřeno, že všechny nastavené hodnoty se rovnaly hodnotám naměřeným.

Šířka stimulačního impulsu se také ve většině měření rovnala nastaveným hodnotám.

Seznam užité literatury

- [1] MERKUNOVÁ, Alena, OREL, Miroslav. *Anatomie a fyziologie člověka*. Vyd. 1.. – Praha : Grada Publishing, 1997 – 655 s. : il. ISBN 80-7169-140-2
- [2] JIRÁK, Zdeněk, a kolektiv. *Fyziologie pro bakalářské studium na ZSF-OU*. Vyd. 2.. – Repronis Ostrava, 2007 – 250 s. ISBN 978-80-7368-234-7
- [3] URL: <http://www.kardiologickarevue.cz/pdf/kr_06_04_04.pdf> [citováno 13.1.2010]
- [4] Guidant Corporation. *Guidant ZOOM® LATITUDE™ Programming System REF:3120 Operator's Manual*. 2003
- [5] Guidant Corporation. *Guidant Contak® Renewal™ TR2 CRT-P System guide*. 2004
- [6] URL: <<http://ekg.kvalitne.cz/vedeni.htm>> [citováno 13.1.2010]
- [7] URL: <<http://ekg.kvalitne.cz/tvorba.htm>> [citováno 13.1.2010]
- [8] URL: <www.detipanireditelky.net/download/kardiostimulace.doc> [citováno 13.1.2010]
- [9] PENHAKER, Marek. *Lékařské terapeutické přístroje*. Vyd. 1.. – Ostrava : VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2007 – 216 s. : il. ISBN 978-80-248-1558-9
- [10] PENHAKER, Marek, [et al.]. *Lékařské diagnostické přístroje*. Vyd. 1.. – Ostrava : VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2004 – 320 s. : il. ISBN 80-248-0751-3
- [11] URL: <<http://mcck.pardubice.cz/Srdce.jpg>> [citováno 6.5.2010]
- [12] URL:
<http://www.yarousch.cz/studium/body.php?menu=menu_vnitni_lekarstvi&body=vnitrni_lekarstvi/vnitrni_lekarstvi_004> [citováno 6.5.2010]

Seznam příloh

I.	Doplňky k měřicí kartě Humusoft MF614	II
II.	Parametry Contak Renewal TR2	III
III.	Schéma obvodu a foto přípravku	IV
IV.	Kódy módů kardiostimulace	VII

I. Doplnky k měřicí kartě Humusoft MF614

<i>HUMUSOFT MF614</i>	<i>Real Time Toolbox</i>
AD0 .. AD7	Inputs 1 .. 8
IRC0 .. IRC3	Inputs 9 .. 12
Count0 .. Count3	Inputs 13 .. 16
DIN0 .. DIN7	Inputs 17 .. 24 in bit mode Input 17 in byte mode
DA0 .. DA3	Outputs 1 .. 4
Timer0A .. Timer0B	Outputs 5 .. 6
Timer1A .. Timer1B	Outputs 7 .. 8
Timer2A .. Timer2B	Outputs 9 .. 10
Timer3A .. Timer3B	Outputs 11 .. 12
DOUT0 .. DOUT7	Outputs 13 .. 20 in bit mode Output 13 in byte mode

Obrázek 31. Vstupy a výstupy v Real Time Toolboxu

AD0	1	20	DA0
AD1	2	21	DA1
AD2	3	22	AGND
AD3	4	23	DA2
AD4	5	24	DA3
AD5	6	25	AGND
AD6	7	26	-12V
AD7	8	27	+12V
AGND	9	28	+5V
AGND	10	29	GND
GND	11	30	DOUT0
DIN0	12	31	DOUT1
DIN1	13	32	DOUT2
DIN2	14	33	DOUT3
DIN3	15	34	DOUT4
DIN4	16	35	DOUT5
DIN5	17	36	DOUT6
DIN6	18	37	DOUT7
DIN7	19		

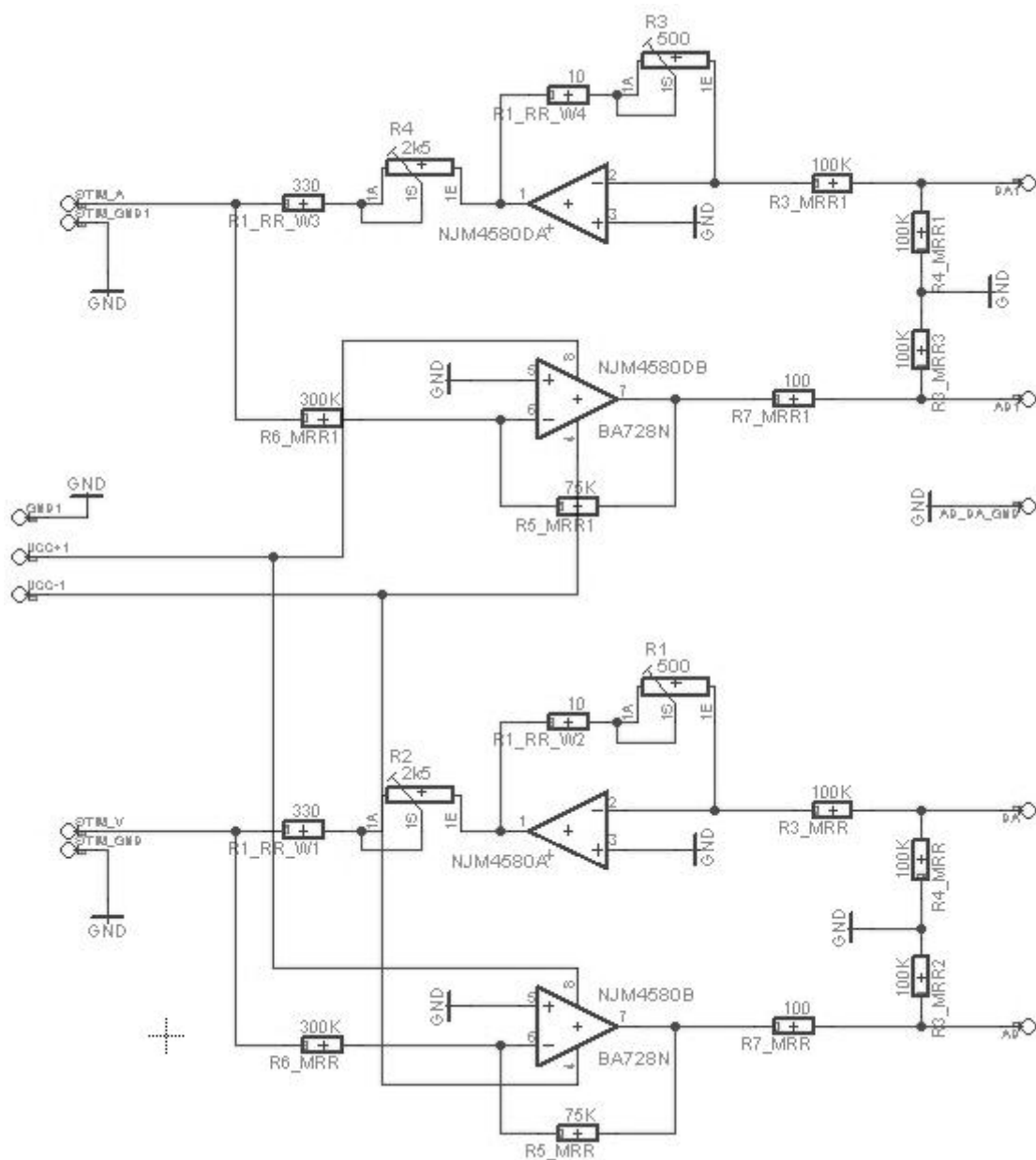
Obrázek 32. Popis pinů na svorkovnici karty MF614

II. Parametry Kontak Renewal TR2

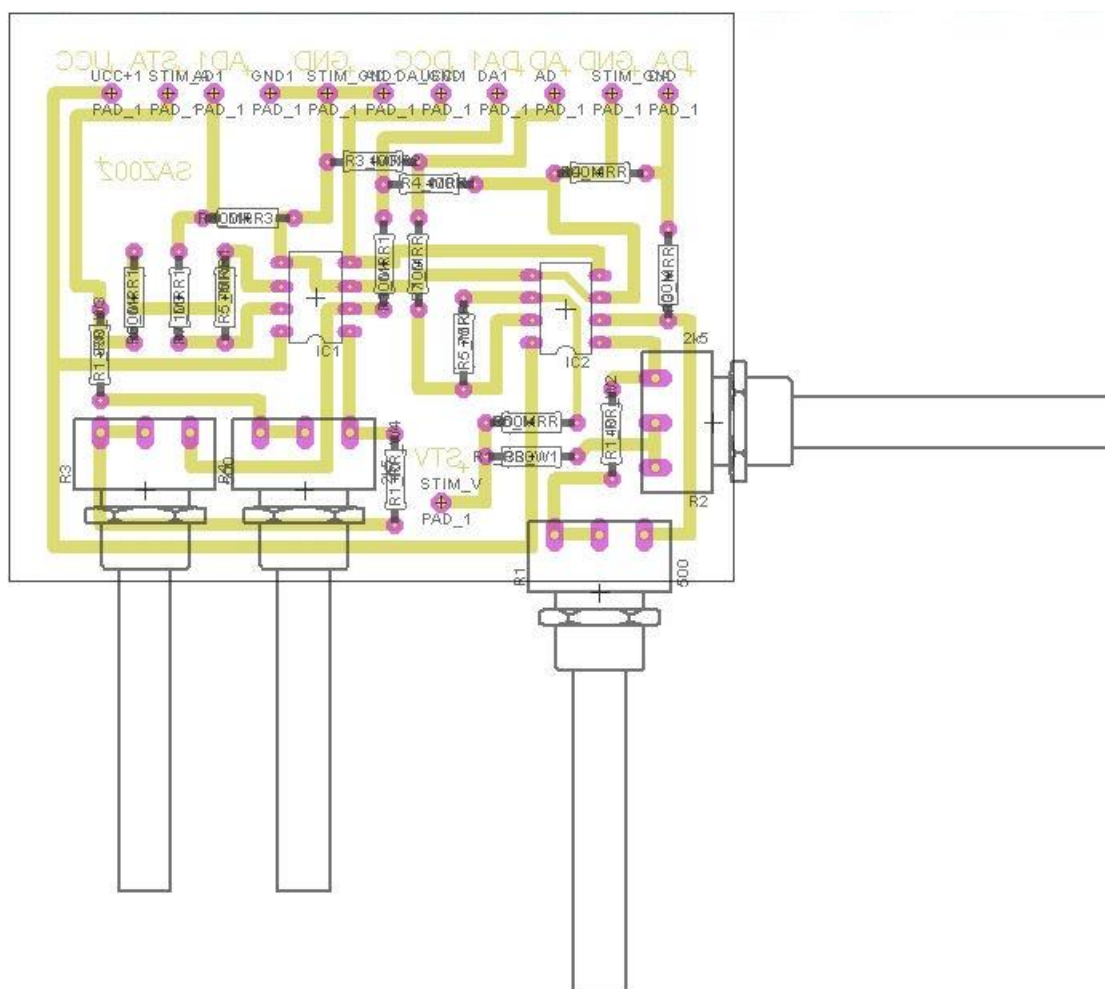
Parameter	Programmable Values	Nominal ^a	Tolerance
Mode ^b	Present: Off, DDD(R), DDI(R), VDD(R), VVI(R), AAI(R), and OOOOR Temporary: Off, DDD(R), DDI(R), DOO(R), ODO, VDD(R), VVI(R), VOO(R), AAT, AAI(R), AOO(R), and OOOOR	DDD	--
Lower Rate Limit ^c (LRL) (min ⁻¹)	30, 35, ..., 50; 51, 52, ..., 90; 95, 100, ..., 175	40	± 5 ms
Maximum Tracking Rate (MTR) (min ⁻¹)	50, 55, ..., 175	120	± 5 ms
Maximum Sensor Rate (MSR) (min ⁻¹)	50, 55, ..., 175	120	± 5 ms
AV Delay (Paced) (ms)	10, 20, ..., 300	120	± 5 ms
Pacing Chamber (Ventricular)	Right, Left, Biventricular (BiV)	BiV	--
LV Offset (ms)	-100, -90, ..., 0, ..., +90, +100	0	± 5 ms
Pulse Width ^d (independently programmable for atrium, right ventricle, left ventricle) (ms)	0.06; 0.1, 0.2, ..., 2.0	0.4	±0.035 ms at <1.8 ms; ±0.08 ms at ≥ 1.8 ms
Pulse Amplitude ^d (independently programmable for atrium, right ventricle, left ventricle) (V)	Atrium: Off, 0.2, 0.4, ..., 3.0; 3.5, 4.0, 4.5, 5.0 Ventricles: 0.2, 0.4, ..., 3.0; 3.5, 4.0, ..., 7.5	3.5	±0.3 V at ≤3 V; ±10% at > 3 V
Sensitivity (independently programmable for atrium, right ventricle, left ventricle) (mV)	0.15 (atrium only), 0.25, 0.50, 0.75, 1.0, 1.5 ..., 10.0	0.75 (A) 2.5 (RV) 2.5 (LV)	±50% at 0.15 mV; ±40% at 0.25 mV; ±30% at 0.5 to 10 mV
Sensor submenu			
Activity Threshold	V-Low, Low, Med-Low, Medium, Med-Hi, High, V-High	Medium	--
Reaction Time (sec)	10, 20, ..., 50	30	--
Response Factor	1, 2, ..., 16	8	--
Recovery Time (minutes)	2, 3, ..., 16	5	--
A-Tachy Response			
ATR Trigger Rate (min ⁻¹)	Off, 100, 105, ..., 200	170	± 5 ms

Obrázek 33. Stimulační parametry (do impedance 750 Ω)

III. Schéma obvodu a foto přípravku



Obrázek 34. Elektrické schéma přípravku



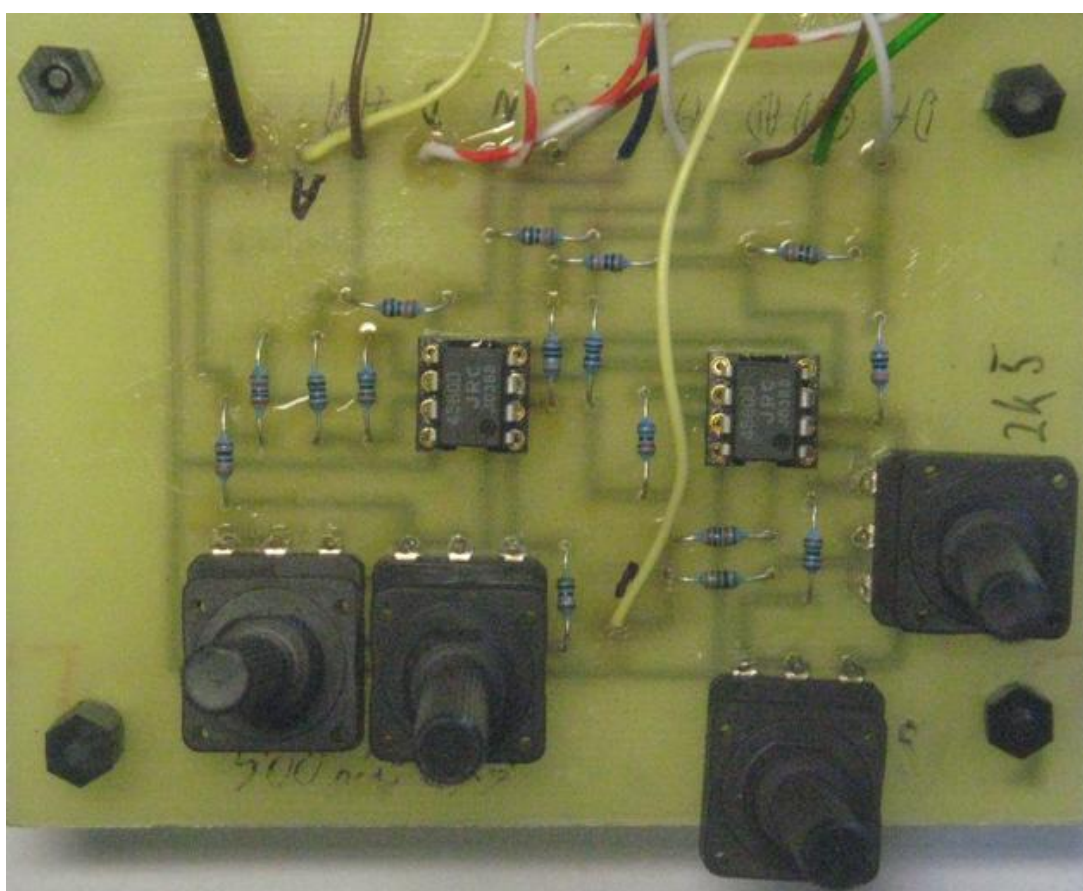
Obrázek 35. Deska plošných spojů přípravku



Obrázek 36. Měřicí přípravek (pohled na přední stranu)



Obrázek 37. Měřicí přípravek (pohled na horní stranu)



Obrázek 38. Měřicí přípravek (deska plošných spojů)

IV. Kódy módů kardiostimulace

Způsoby kardiostimulace jsou vyjadřovány písmenovým kódem. Nejvíce je užíván kód NBG [NASPE (North American Society of Pacing and Electrophysiology), BPPEG (British Pacing and Electrophysiology Group), Generic code], přičemž u antibradykardických kardiostimulátorů se jedná o kód 3 – 4 místný

I	II	III	IV	V
Stimulovaná dutina	Dutina, v níž je snímána aktivita	Způsob odpovědi stimulátoru na sensing	Programabilita, frekvenční adaptabilita	Antitachykardi cká funkce
V – komora	V – komora	T – spouštění	P – omezená programovatelnost **	0 – žádná
A – síň	A – síň	I – inhibice	M – multi-programovatelnost	P – pacing (stimulace)
D – obě dutiny	D – obě dutiny	D – oba způsoby	C – komunikující	S – výboj
S – komora nebo síň *	0 – žádná dutina	0 – žádný	0 – žádná	D – obě možnosti
	S* – komora nebo síň		R – frekvenční adaptabilita	

* údaj S je speciální údaj výrobce

** jen stimulační frekvence a/nebo amplituda impulsu